

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských
snímků v prostředí MATLAB za účelem následného
vyhodnocení zájmových objektů**

The Development and Expansion of Medical Tools for Editing Images
in MATLAB for Subsequent Evaluation of Objects of Interest

2013

Bc. Jana Jurasová

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jana Jurasová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů
The Development and Expansion of Medical Tools for Editing Images in MATLAB for Subsequent Evaluation of Objects of Interest

Zásady pro vypracování:

1. Obecné principy rentgenu.
Stručně - cílem je uvedení do oblasti pořízení RTG snímků.
2. Specifická problematika rentgenu plic.
Stručně - formulovat s ohledem na potřebu zavedení pojmů pro následující řešení.
3. Princip ("algoritmus") hodnocení RTG snímku lékařem.
Popis postupu lékaře při hodnocení snímku, jaké jevy, oblasti na snímku hledá, a jak je eventuálně hodnotí - kvalitativně, kvantitativně.
4. Zpracování obrazu v Matlabu a následně v systému FOTOM.
S ohledem na postup lékaře, tj. "co hledá lékař v obraze", posoudit možnosti použití obou systémů pro napodobení tohoto algoritmu experimentováním s vybranými snímky.
5. Automatizované zpracování vybraných snímků zvoleným systémem a zhodnocení výsledků.
Pokud se ukáží výsledky dosažené v bodu 4 jako nadějně, provést zhodnocení vybrané sady snímků automatizovaně, porovnat s hodnocením provedeným standardně lékařem.
6. Statistické zhodnocení výsledků léčby pro vybranou skupinu pacientů oboru tuberkulózy a respiračních nemocí v Moravskoslezském kraji.
Provést statistické zhodnocení výsledků léčby metodami matematické statistiky na souboru dat pacientů oboru tuberkulózy a respiračních nemocí, provést diskusi výsledků s ohledem na použité metody statistického zpracování.
7. Celkové zhodnocení výsledků dosažených v diplomové práci.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] FOLBER, František. *RenTGenový atlas*. [online] 2010 [cit. 2001-03-31]. Dostupné z: <http://rtg.misto.cz/>.
- [2] HOMOLKA, Jiří et al. *Vnitřní lékařství. Svazek III*. 1.vyd. Praha : nakladatelství Galen, 2001. 122 s. s. 60 – 71. ISBN 80-7262-131-9.
- [3] ZDRAVOTNICKÁ STATISTIKA. *Tuberkulóza a respirační nemoci 2010* [online]. 2011 [cit. 2011-05-11]. ISSN 1210-8685, ISBN 978 – 80-7280-947-9. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/publikace/tuberkuloza-respiracni-nemoci-2010>.
- [4] LITSCHMANNOVÁ, Martina. *Úvod do statistiky* [online]. 2011 [cit. 2012-05-15]. Dostupné z: <http://mi21.vsb.cz/modul/uvod-do-statistiky>.
- [5] LIČEV, Lačezar. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů*

na snímcích. Praha: Computer Press, a.s.. 128 s. ISBN 978-80-2513-296-8, EAN 978-8025132968. Knihy
vydané prostřednictvím www.vydejteknihu.cz.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových
stránkách fakulty.

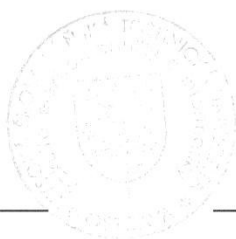
Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Lačezar Ličev, CSc.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“


.....
Bc. Jana Jurasová

Datum odevzdání diplomové práce: 07.05.2013

Poděkování

Chtěla bych touto cestou velmi poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu doc. Ing. Lačezarovi Ličevovi, CSc. za cenné rady, konzultace a připomínky spojené s vypracováním mého úkolu. Dále bych chtěla poděkovat přednostovi kliniky Tuberkulózy a respiračních nemocí panu MUDr. Bedřichovi Porzerovi za poskytnuté materiály a cenné odborné rady týkající se medicínské oblasti a v neposlední řadě paní Ing. Martině Litschmannové, Ph.D za cenné rady týkající se statistického zpracování.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zaměřuje na rentgenové snímky hrudníku, konkrétně na specifika rentgenu plic a algoritmus hodnocení RTG snímku lékařem. Je navrženo grafické uživatelské rozhraní v prostředí MATLAB, které umožňuje úpravu vybraných snímků, čímž se rozumí filtrace a jasové transformace obrazu s možností ukládání a načítání parametrů snímku, vlastního popisu snímku a ukládání snímku v libovolném formátu. Po úpravě v prostředí MATLAB je snímek dále zpracováván systémem FOTOM, ve kterém dochází k lokalizaci a vyhodnocení zájmových objektů. Na závěr je provedeno statistické zhodnocení výsledků léčby vybrané skupiny pacientů oboru tuberkulózy a respiračních nemocí v Moravskoslezském kraji, které vede ke komplexní diagnostice a hodnocení snímku.

Klíčová slova

Radiodiagnostika, RTG snímek hrudníku, jasové transformace, filtrace obrazu, MATLAB, FOTOM, tuberkulóza

Abstract

This thesis focuses on the chest radiograph, namely the specifics of the chest X - ray and the algorithm of x - ray evaluation by a doctor. The graphical user interface, which has been designed in the MATLAB environment, allows for editing of selected images, which means the filtration and brightness transformation of the image with the option to save and load the image parameters, the actual description of the image and to save the image in any format. After adjusting in the MATLAB environment, the image is further processed by the means of the FOTOM system, in which the objects of interest are localised and evaluated. Finally, statistical evaluation of the results of treatment of a selected group of patients of the field of tuberculosis and respiratory diseases in the Moravian - Silesian Region is performed, which leads to a complex diagnosis and evaluation of the image.

Key Words

Radiologic diagnosis, chest X - ray, brightness transformation, image filtering, MATLAB, FOTOM, tuberculosis

Seznam použitých symbolů a zkratek

AP	anterioposterior, předozaďní projekce
CT	výpočetní tomografie
DP	filtr typu dolní propust
EDA	explorační analýza
FOTOM	fotogrammetrický systém
GUI	grafické uživatelské rozhraní
HP	filtr typu horní propust
KTI	kardiotokorální index
LAO	šikmá projekce levá
LL	bočná projekce levá
LoG	Laplacian of Gaussian filter
OOVZ	orgány ochrany veřejného zdraví
PA	posteroanterior, zadopřední projekce
PP	filtr typu pásmová propust
PNO	pneumotorax
RL	bočná projekce pravá
RPO	šikmá projekce pravá
RTG	rentgen
TBC	tuberkulóza
UZIS	ústav zdravotnických informací a statistiky ČR
X - záření	rentgenové záření
keV	kilo elektron volt

Seznam cizích slov

Angiografie	rentgenové vyšetření cév pomocí vstříkované kontrastní látky
Bronchografie	rentgenové vyšetření průdušek pomocí kontrastní látky
Dorzální	rovina směřující dozadu
Flat - panel	elektronický zobrazovací detektor X - záření
Fotonika	obor zabývající se vlastnostmi a metodami využití fotonů
Hyperinflace	nahromadění vzduchu v plicích
Inspirace	proudění vzduchu do plic dýchacími cestami, vdech
Kardiofrenické úhly	vnitřní brániční úhly
Kardiotokorální index	index sloužící ke stanovení velikosti srdce z RTG snímku
Kaudální	rovina směřující k dolní části těla
Konvoluce	splet', současné působení
Kostofrenické úhly	zevní brániční úhly
Kraniální	rovina směřující k horní části těla
Mediální	střední, tj. ve středu těla či uprostřed orgánu
Mediastinum	mezihrudí
Metastáza	dceřiné ložisko, obvykle zhoubného nádoru nebo infekce
Parenchym	vlastní funkční tkáň některých orgánů
Penetrace	pronikání
Periost	okostice neboli vazivový obal kryjící povrch kostí
Plicní hilus	cévní stopka, místo vstupu průdušek, cév atd.
Pneumonie	zápal plic
Scintilátor	látka, ve které vznikají scintilace (např. cesium - iodid, ZnS)
Skiografie	zobrazovací metoda využívající prosté rentgenové snímkování
Skioskopie	metoda sloužící k dynamickému zobrazení RTG obrazu

Obsah

1	ÚVOD	1
2	OBEČNÉ PRINCIPY RENTGENU	3
2.1	VZNIK A VLASTNOSTI RTG ZÁŘENÍ	3
2.2	VZNIK A KVALITA RTG OBRAZU	3
2.3	ELEKTRONICKÉ ZOBRAZOVACÍ DETEKTORY X - ZÁŘENÍ	5
2.4	PLANÁRNÍ RTG ZOBRAZENÍ - SKIAGRAFIE, SKIASKOPIE	5
3	SPECIFICKÁ PROBLEMATIKA RENTGENU PLIC	7
3.1	ZOBRAZOVACÍ METODY - PROSTÝ SNÍMEK HRUDNÍKU	7
3.2	RENTGENOVÁ ANATOMIE HRUDNÍKU	7
3.3	TECHNICKÁ KVALITA SNÍMKU	10
4	PRINCIP HODNOCENÍ RTG SNÍMKU LÉKAŘEM	12
4.1	HODNOCENÍ PROSTÝCH PA SNÍMKŮ	12
4.2	NĚKTERÉ PATOLOGICKÉ NÁLEZY SNÍMKU HRUDNÍKU	13
4.2.1	<i>Nádory plic a průdušek</i>	<i>14</i>
4.2.2	<i>Pneumotorax (PNO)</i>	<i>15</i>
4.2.3	<i>Pneumonie</i>	<i>15</i>
4.2.4	<i>Plicní tuberkulóza (TBC)</i>	<i>16</i>
5	ZPRACOVÁNÍ OBRAZU	18
5.1	TRANSFORMACE HODNOT JASU	18
5.2	FILTRACE	19
5.2.1	<i>Lineární filtrace ve frekvenční oblasti</i>	<i>19</i>
5.2.2	<i>Lineární filtrace v prostorové oblasti</i>	<i>19</i>
5.2.2.1	<i>Lokální vyhlazování obrazu</i>	<i>20</i>
5.2.2.2	<i>Detekce hran</i>	<i>20</i>
5.2.3	<i>Nelineární filtrace v prostorové oblasti</i>	<i>24</i>
5.3	FOTOGRAMMETRICKÝ SYSTÉM FOTOM	25
6	VYBRANÉ METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ	26
6.1	EXPLORAČNÍ ANALÝZA	26
6.1.1	<i>Kvalitativní proměnná</i>	<i>26</i>
6.1.2	<i>Kvantitativní proměnná</i>	<i>26</i>
6.2	ANALÝZA ZÁVISLOSTÍ V KONTINGENČNÍCH TABULKÁCH	27
6.3	ANALÝZA ČASOVÝCH ŘAD	27
7	ZPRACOVÁNÍ VYBRANÝCH SNÍMKŮ	29
7.1	ZPRACOVÁNÍ V PROGRAMU MATLAB	29
7.1.1	<i>Původní snímek</i>	<i>30</i>
7.1.2	<i>Upravený snímek</i>	<i>30</i>
7.1.3	<i>Ovládací panel</i>	<i>31</i>
7.1.3.1	<i>Snímek</i>	<i>31</i>
7.1.3.2	<i>Parametry snímku</i>	<i>31</i>
7.1.3.3	<i>Úprava snímku</i>	<i>32</i>
7.1.3.4	<i>Nastavení úprav</i>	<i>33</i>
7.2	ZPRACOVÁNÍ V SYSTÉMU FOTOM	34

7.2.1	<i>Měření vzdáleností a plošného obsahu objektů</i>	34
7.2.2	<i>Porovnávání dvou a více snímků</i>	35
8	STATISTICKÉ ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ LÉČBY	39
8.1	EXPLORAČNÍ ANALÝZA	39
8.1	ANALÝZA ZÁVISLOSTÍ	44
8.2	ANALÝZA ČASOVÝCH ŘAD	45
9	CELKOVÉ ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	48
10	ZÁVĚR	49
11	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	50
12	SEZNAM PŘÍLOH NA CD	51

1 Úvod

Rentgenový snímek hrudníku patří k nejčastěji prováděným rentgenovým vyšetřením. Jedná se o základní vyšetřovací metodu informující o stavu životně důležitých orgánů, srdce a plic. Konkrétně je možné identifikovat srdeční onemocnění, zánět, nádor, otok nebo mnohé další patologické změny hrudníku. Rentgenový snímek hrudníku se pořizuje na žádost lékaře v případě podezření na zlomeninu žeber, případně při srdečním onemocnění, kdy opakované RTG vyšetření hrudníku lékaři umožňuje sledovat průběh léčby. RTG snímek se vyžaduje také preventivně, a to především v případě předoperačního vyšetření. K četnosti provádění rentgenových snímků hrudníku přispívá i fakt, že v posledních několika letech přibývá případů plicní rakoviny, zejména u kuřáků. Nádor plic je nejčastějším zhoubným nádorem u mužů.

Zobrazovací metody jsou nedílnou součástí lékařské diagnostiky, bez které se již lékaři v dnešní době neobejdou. Díky rychle se rozvíjejícím moderním metodám zobrazování v lékařství je nasnadě neustále hledat nové způsoby zpracování a hodnocení takto vzniklých snímků, které by co možná nejvíce usnadnily práci radiologickým asistentům a lékařům. S pokročilejší počítačovou technikou zpracování obrazu je ovšem nutné nezapomínat i na dříve vzniklé zobrazovací metody, jako je třeba klasický rentgen, a snažit se také o jejich modernizaci a zdokonalování v oblasti způsobu hodnocení a popisu kvality snímku.

Co se týče diagnostiky hrudníku, tak v případě upřesnění zjištěné patologické změny na rentgenovém snímku se přistupuje k modernějším zobrazovacím metodám, než je klasický rentgen, a to konkrétně k počítačové tomografii. Prostý rentgenový snímek je však rychlejší a ekonomicky přívětivější zobrazovací metodou, která v první řadě zatěžuje samotného pacienta méně, než počítačová tomografie. Je tedy nasnadě vylepšit zpracování a analýzu prostého rentgenového snímku.

Tato diplomová práce se zabývá vývojem a rozšířením nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů. Medicínskými snímky se rozumí rentgenové snímky hrudníku, jejichž výhody jsou popsány výše. Snahou této práce je najít moderní, efektivní a uživatelsky přívětivý způsob lokalizace zájmových objektů na rentgenových snímcích hrudníku.

Na základě výše uvedených poznatků je tato práce členěna do jednotlivých kapitol popsaných dále. Již druhá kapitola se zabývá obecnými principy rentgenu. V této kapitole je stručně uveden vznik a vlastnosti RTG záření, vznik a kvalita RTG obrazu. Jsou zde popsány elektronické zobrazovací detektory X - záření a objasněny základní metody planárního RTG zobrazení.

Třetí a čtvrtá kapitola stručně formuluje pojmy specifické pro zájmovou medicínskou oblast této práce, a to hrudník. Třetí kapitola tedy popisuje specifika rentgenu plic, konkrétně zobrazovací metody, rentgenovou anatomii a technickou kvalitu RTG snímku. Čtvrtá kapitola se zaměřuje na princip hodnocení RTG snímku lékařem a na závěr tohoto hodnocení, čili uvádí některé možné patologické nálezy na snímku.

Samotným zpracováním obrazu, s ohledem na postup lékaře popsaným v předchozích kapitolách, se zabývá pátá kapitola. Konkrétně se jedná o popis nástrojů pro úpravu snímků, kdy těmito nástroji se rozumí transformace hodnot jasu a filtrace obrazu ve frekvenční a prostorové oblasti. Dále je v této kapitole popsán fotogrammetrický systém FOTOM, který je využíván

k lokalizaci a analýze zájmových objektů na snímku. Šestá kapitola popisuje vybrané metody matematické statistiky použité pro statistické zpracování výsledků léčby pro vybranou skupinu pacientů oboru tuberkulózy a respiračních nemocí v Moravskoslezském kraji.

Sedmá kapitola se zabývá samotným zpracováním vybraných snímků a to jak v programu MATLAB, tak i v systému FOTOM. Statistickým zhodnocením výsledků léčby pro vybranou skupinu pacientů oboru tuberkulózy a respiračních nemocí v Moravskoslezském kraji se zabývá osmá kapitola. Devátá kapitola, nazvaná celkové zhodnocení výsledků, se především zaměřuje na předchozí dvě kapitoly, kdy stručně shrnuje výsledky této práce.

Celkové zhodnocení celé této diplomové práce je shrnuto v poslední, desáté kapitole.

2 Obecné principy rentgenu

Rentgenová diagnostika (resp. radiodiagnostika) je nejstarší, nejrozšířenější a nejdůležitější aplikací ionizujícího záření, při kterém proud fotonů dosahuje energie řádově desítek až stovek keV. Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění, jehož vlnová délka se pohybuje v rozmezí 10^{-12} až 10^{-8} m. [1]

2.1 Vznik a vlastnosti RTG záření

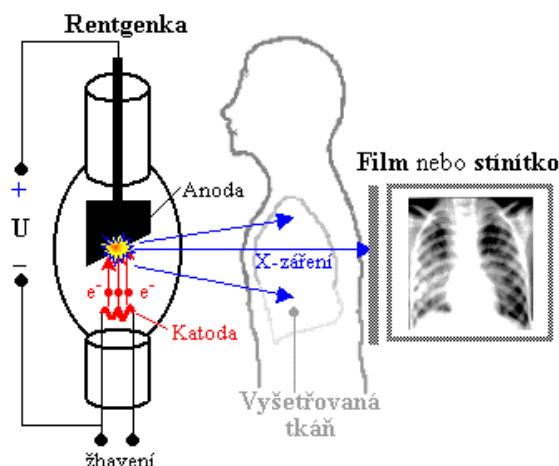
Zdrojem rentgenového záření je vakuová rentgenka (rentgenová elektronka), což je skleněná trubice obsahující wolframovou anodou a žhavenou katodou. Na elektrody je přiváděno vysoké napětí dosahující řádově 10 - 100 kV. Dochází k termoemisi elektronů, kterou umožňuje vysoká teplota katody, a ta způsobí urychlování elektronů při dopadu na anodu. Elektrony dopadající na anodu prudce ztrácejí svou kinetickou energii, kdy se část této energie přemění na elektromagnetické záření zvané X - záření (0,1 %) a většina energie se přemění na teplo (99,9 %). Anoda musí být chlazena vodou nebo rotací, při které se mění místo dopadu elektronového svazku. Děj vzniku rentgenového záření popsany výše je druhem brzdného záření, kdy elektromagnetické záření je tím intenzivnější a tvrdší, čím prudší je zabrzdění elektronů po dopadu na anodu.

Druhým druhem vzniku rentgenového záření je charakteristické záření, kdy dopadající elektrony na anodu mohou vyrazit některý elektron z vnitřních vrstev, tím vznikne neobsazené místo, které je zaplněno jiným elektronem z vnějších vrstev. Při těchto přeskočích se uvolňuje značné množství energie ve formě fotonů rentgenového záření. Energie těchto fotonů je rovna energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami. Charakteristické záření se vyznačuje čárovým spektrem, jehož energie je dána materiálem anody.

Intenzita rentgenového záření je ovlivněna počtem elektronů dopadajících na anodu a lze měnit nastavením elektrického proudu protékajícího rentgenkou. [1, 2]

2.2 Vznik a kvalita RTG obrazu

Principem rentgenové zobrazovací metody je rozdílnost absorpce a rozptylu rentgenového záření v jednotlivých tkáních lidského těla. Pronikavé elektromagnetické rentgenové záření o energii fotonů cca 20 - 140 keV vzniká v rentgence a poté prochází přes vyšetřovanou tkáň organismu, kdy se část záření absorbuje v závislosti na tloušťce a hustotě vyšetřované tkáně a zbylá část projde tkání. Tato neabsorbovaná část je pomocí elektronických detektorů a počítače zobrazena, a to tím způsobem, že různým absorpcím rentgenového záření v různých tkáních jsou na obraze dány různé intenzity ve stupních šedi. Tento proces je možno realizovat také analogově, což se vyznačuje zčernáním filmu, ale to není předmětem této diplomové práce. Základní principiální schéma rentgenového zobrazení je zobrazeno na obrázku níže (Obr. 1). [1, 2]



Obr. 1: Základní principiální schéma rentgenového zobrazení. [2]

Jsou definovány tři parametry, které ovlivňují kvalitu rentgenového zobrazení a rozpoznání jemných struktur a anomálií. Za čtvrtý parametr lze považovat eventuální přítomnost artefaktů. Prvním parametrem se rozumí ostrost a rozlišovací schopnost zobrazení. K docílení co nejlepší ostrosti obrazu je nutné volit malý rozměr dopadového ohniska, z něhož je X - záření emitováno (velikost ohniska pro diagnostiku je cca 0,5 - 2 mm). S ostrostí úzce souvisí prostorová rozlišovací schopnost zobrazení, která je definována jako nejmenší vzdálenost dvou „bodových“ objektů, při které se ještě zobrazí jako dvě oddělené struktury. Objekty se s menší vzdáleností zobrazí jako jeden, nejsou tedy rozlišeny. Během expozice dochází k pohybové neostrosti neboli rozmazání obrazu v závislosti na pohybech pacienta. Dané zhoršení ostrosti a rozlišovací schopnosti je řešeno zkrácením expoziční doby a zvýšením intenzity X - záření.

Druhým parametrem se rozumí kontrast zobrazení, který vyjadřuje gradient zobrazení rozdílů v absorpci rentgenového záření pomocí stupnice šedi. Kontrast je dán poměrem absorpčních koeficientů pro různé typy tkáně. Jednotlivé okrsy tkáně se vyznačují rozdílnou hustotou (denzitou). Kde je rozdíl denzity nízký nebo žádný, je možné aplikovat kontrastní látku. Kontrast dále ovlivňuje energie X - záření, kdy pro tenčí vrstvy měkké tkáně je vhodné použít měkké záření (cca 20 keV), u například skeletu je potřeba tvrdší záření (cca 80 - 100 keV). Kontrast je možné u digitálních přístrojů dodatečně zvýšit počítačovým zpracováním, a to vhodnou jasovou modulací obrazu.

Třetím parametrem určujícím kvalitu rentgenového obrazu je počet fotonů v obraze, neboli statistický šum. Je třeba volit optimální počet fotonů X - záření aby obraz nebyl podexponovaný (málo fotonů záření) nebo přexponovaný (nadbytek fotonů). Počet fotonů u filmů a luminiscenčních stínítek je dán citlivostí použitého papíru, u digitálních zobrazovacích detektorů lze jas obrazu opět dodatečně upravit.

Artefakty v obraze se rozumí struktury v obraze, které nemají svůj původ v zobrazovaném objektu. Jsou způsobeny nehomogenitami, defekty nebo nečistotami na fotografickém filmu či zesilovacích fóliích, nehomogenitami v detektorech flat - panelu a nežádoucími předměty (např. kovovými) ve svazku X - záření. [1, 2]

2.3 Elektronické zobrazovací detektory X - záření

Elektronické zobrazovací detektory v současné době nahrazují dřívější zobrazení rentgenového záření pomocí fotografického filmu nebo luminiscenčního stínítka. Jejich výhodou je vyšší detekční citlivost a rozsáhlé možnosti elektronického a počítačového zpracování obrazů (digitalizace). Dané zobrazovací detektory jsou založeny na vnitřním či vnějším fotoefektu, který slouží k převodu fotonů na elektrické signály. Jedná se o moderní technologii nazývanou kvantová optoelektronika (fotonika).

V minulých letech (60. - 80. léta) se používalo elektronické zobrazení se zesilovačem obrazu. Zesilovačem obrazu se rozumí speciální elektronka se vstupním a výstupním okénkem, kdy se na obou stranách nachází vrstva scintilátoru. Jedná se o elektro - optický systém, který vrhá elektrony na výstupní scintilátor. Tyto urychlené elektrony vytvářejí silné záblesky, které vytvářejí zmenšený, převrácený a jasný obraz snímáný optickou TV videokamerou a ten je dále zobrazován na TV obrazovce.

Moderními elektronickými zobrazovacími detektory X - záření, které poskytují signály pro přímý digitální rentgenový obraz, jsou tzv. flat - panely (angl. flat = plochý, plošný). Detekční panel je složen z velkého počtu prvků (buňky, pixely) sestavených do obrazové matice cca 2000 x 2000 obrazových elementů. Dle počtu fotonů X - záření dopadajících do daného místa flat - panelu se určuje úroveň elektrického signálu z každého obrazového prvku (elementu). Podle způsobu dopadu fotonů se flat - panely dělí na panely s nepřímou konverzí, kdy fotony X - záření dopadají nejprve na vrstvu scintilační látky, poté jsou záblesky světla detekovány polovodičovými fotodiodami, které světlo přemění na elektrický signál a na panely s přímou konverzí, kdy fotony X - záření dopadají přímo na polovodičové detektory (méně časté). [2]

2.4 Planární RTG zobrazení - skiografie, skiaskopie

Lidský organismus se vyznačuje složitou soustavou velkého počtu různě uspořádaných tkání, kostí, orgánů a tělesných dutin. Při rentgenovém prozařování může docházet k jevu, kdy se jednotlivé struktury vzájemně překrývají (zastiňují) a proto je nasnadě volit vhodný úhel rentgenového paprsku. Pro jednotlivé orgány či oblasti planárního rentgenového vyšetření jsou definovány jednotlivé projekce, které zajišťují nejlepší zobrazení. Projekcemi se rozumí například projekce předozadní AP, zadopřední PA, bočné projekce levé LL či pravé RL, šikmé projekce levé LAO nebo pravé RPO a další projekce a speciální polohy. Planární rentgenová diagnostika se dělí z hlediska provedení a zpracování rentgenových obrazů na dvě skupiny - skiografii a skiaskopii.

Skiografie je zobrazovací metoda využívající prosté rentgenové snímkování, při kterém X - záření prochází vyšetřovanou tkání na zobrazovací detektory. Hustota zčernání místa v obraze je přiměřená množství prošlého rentgenového záření. Výsledný rentgenový obraz reprezentuje negativní zobrazení hustoty tkáně, kdy místa s nízkou hustotou (měkké tkáně) se vyznačují vysokým zčernáním v obraze kvůli nižší absorpci a místa s vysokou hustotou (např. kosti) absorbují více X - záření a na snímku se vyznačují nízkým zčernáním (světlá místa).

Pro přímé vizuální sledování obrazu prošlého rentgenového záření na fluorescenčním stínítku se využívá skiaskopie či fluoroskopie. Skiaskopie se dělí na přímou a nepřímou, kdy přímá se vzhledem k vysoké radiační zátěži již v současné době nepoužívá. Přímým elektronickým digitálním snímáním obrazu se provádí nepřímá skiaskopie. Využívá se k vyšetřování dynamických dějů a při intervenčních výkonech, kdy je nutná vizuální kontrola prací prováděných uvnitř organismu. [2]

3 Specifická problematika rentgenu plic

Snímky hrudníku patří k často prováděným rentgenovým vyšetřením, neboť jsou základní vyšetřovací metodou při podezření na onemocnění plic, srdce, mediastinu nebo hrudní stěny.

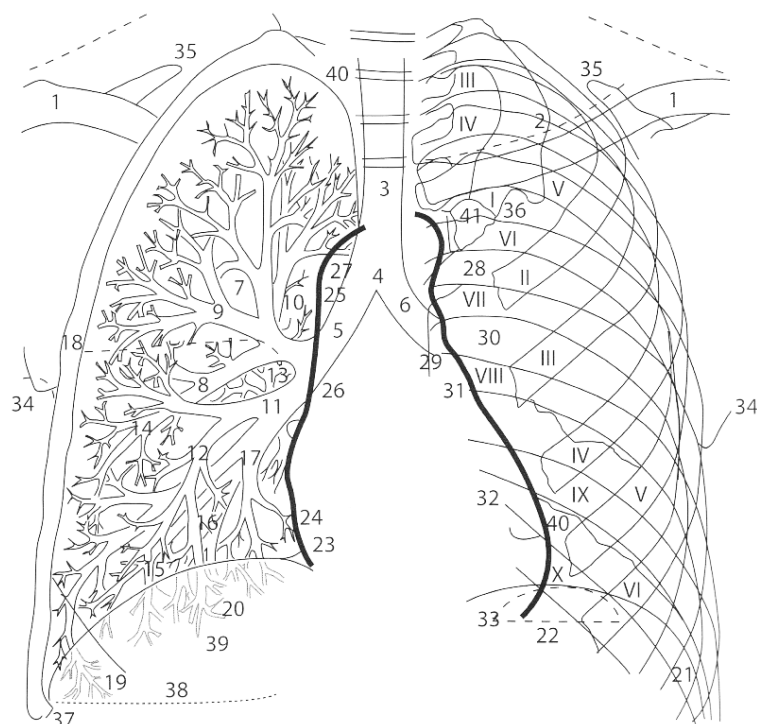
3.1 Zobrazovací metody - prostý snímek hrudníku

Používané diagnostické algoritmy zobrazování onemocnění hrudníku se během posledních dvou desetiletí výrazně změnily. Prostý snímek hrudníku je nejpoužívanější a také nejstarší zobrazovací metodou. Jeho výhodou je rychlé poskytnutí základních informací za nízkou cenu a při minimální radiační zátěži. Snímky se nejčastěji zhotovují ve stoje, v zadopřední projekci (PA), u pacientů, kteří nemohou stát, se snímkuje v předozadní projekci (AP) vsedě nebo vleže na zádech. U anteroposteriorních (AP) snímků je rentgenový přístroj před pacientem a elektronický zobrazovací detektor X - záření za ním, naopak u posteroanteriorního (PA) snímku je paprsek vyzařován zezadu a detektor rentgenového záření je umístěn před pacientem. Standardně se používá PA projekce. Jako doplněk při nejasném nálezů na PA snímku se zhotovuje boční snímek. Snímky se zhotovují vždy v inspiriu (nádechu).

Pokud je třeba upřesnit zjištěné patologické změny, používá se vyšetření pomocí počítačové tomografie (CT). Rozšíření této metody značně omezilo používání některých jiných zobrazovacích metod jako například skioskopie, tomografie, bronchografie i angiografie. Počítačová tomografie ovšem není předmětem této diplomové práce. [3, 5]

3.2 Rentgenová anatomie hrudníku

K správné diagnostice a popisu rentgenového snímku je třeba znát anatomii dýchacího systému. Jelikož jsou v této diplomové práci použity převážně snímky zadopřední nejpoužívanější projekce hrudníku, stačí k pochopení anatomie hrudníku obrázek níže, který představuje nárys rentgenogramu zadopřední projekce hrudníku s českým popisem jednotlivých částí.

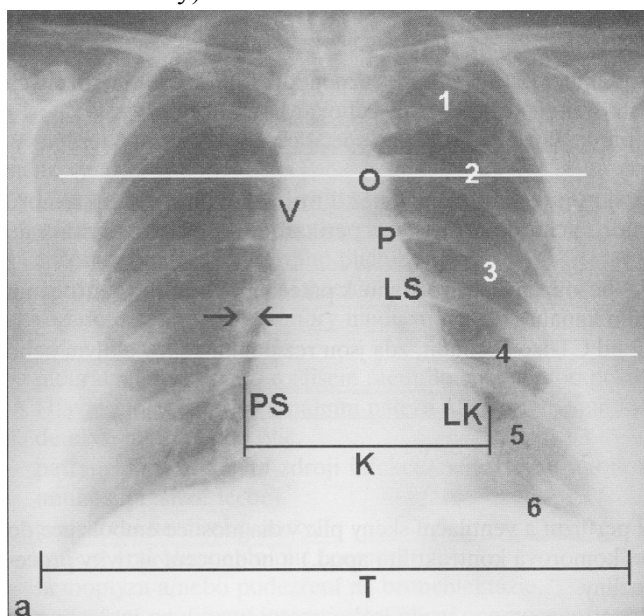


Obr. 2: Nárys rentgenogramu zadopřední projekce hrudníku. [4]

1 - klíční kost (clavicula), 2 - vedlejší stín klíční kosti, 3 - průdušnice (trachea), 4 - rozdělení průdušnice, 5 - pravá průduška, 6 - levá průduška, 7 - vrcholová větev, 8 - přední větev, 9 - podpažní větev, 10 - větev při páteři, 11 - přední větev, 12 - podpažní větev, 13 - vrcholová větev, 14 - předlo - postranní větev, 15 - zado - postranní větev, 16 - větev při páteři, 17 - větev mezihrudí, 18 - přídatná štěrbina pravé plic, 19 - mezi - laloková štěrbina, 20 - pravá brániční klenba, 21 - levá brániční klenba, 22 - plynová bublina žaludku, 23 - pravá síň srdeční, 24 - pravý můstek spojující pohrudnici se srdcem, 25 - vzestupná aorta, 26 - horní dutá žíla, 27 - začátek aorty, 28 - aortální „knoflík“, 29 - sestupná aorta, 30 - plicní oblouk, 31 - levá síň srdeční, 32 - levá srdeční komora, 33 - vrchol srdce, 34 - lopatka (scapula), 35 - úhel lopatky směřující k lebce, 36 - vidlicovité rozvětvení 1. žebra, 37 - záhyb bránice a žebra, 38 - přední a zadní část tohoto záhybu (v PA projekci nepřehledná), 39 - drobné průduškové větve, 40 - mezi - páteřní prostory, 41 - hrudní kost, I - X - žebro I - X. [4]

Aby bylo možné přesně lokalizovat ložiska v plicích (laloky, segmenty) je nutné mít k dispozici snímky ve dvou projekcích, čili v PA nebo AP a v boční projekci. Pokud je k dispozici pouze zadopřední snímek (viz obrázek níže), využívá se k popisu lokalizace útvarů termínu plicní pole. Plicní pole dělíme na horní, střední a dolní orientované vpravo a vlevo. Jeho hranicí jsou přímky spojující přední (ventrální) konce druhých a čtvrtých žebírek (na obrázku níže znázorněny bílou čarou). Čísla na obrázku značí ventrální konce žebírek. Plicní pole má jen velmi malý vztah k plicním lalokům, proto je třeba tyto termíny nezaměňovat. Dalším označením pro lokalizaci útvarů jsou hroty plic, což jsou oblasti promítající se kraniálně (směrem k lebce) od klíčních kostí a báze plic (oblast nad bránicí). Jak se může na obrázku výše

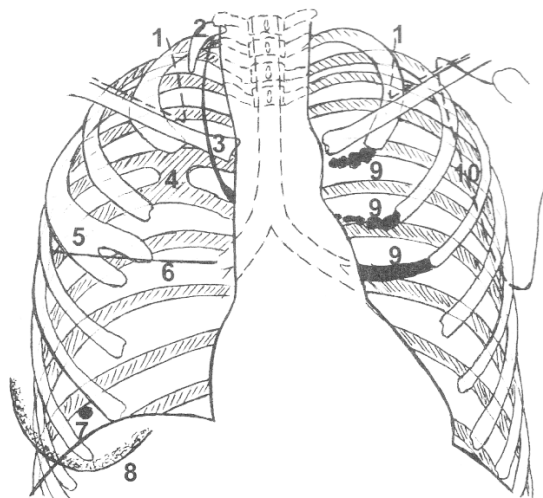
i níže zdát, žebra nekončí v úrovni bránice, ale pokračují dorzálně (směrem k zádům) několik centimetrů kaudálněji (směrem od hlavy).



Obr. 3: Nepatologický rentgenový snímek hrudníku v PA projekci. [3]

Na obrázku výše je možné rozpoznat kontury srdečního stínu, které vpravo tvoří velká dutá žíla (na obrázku značena V), pravá síň (na obrázku PS) a vlevo oblouk aorty (na obrázku O), plicnice (na obrázku P), levá síň (na obrázku LS) a levá komora (na obrázku LK). Z rentgenového snímku hrudníku lze stanovit velikost srdce a to díky kardiotorakálnímu indexu (KTI), který je poměrem maximální šířky srdce (na obrázku K) k maximálnímu vnitřnímu průměru hrudníku (na obrázku T). Za normálních okolností je KTI menší než 0,5 a sám o sobě neudává velikosti jednotlivých srdečních oddílů. Černé šipky na obrázku výše značí sestupnou větev pravé větve plicnice (truncus intermedius).

Obrázek níže (Obr. 4) znázorňuje řadu nálezů, které vznikají projekcí nepatologických struktur nebo nevýznamných obměn. Při jejich neznalosti mohou tyto struktury vést k záměně za patologický proces. [3]



Obr. 4: Schématické znázornění struktur, které mohou vést k diagnostickým chybám při hodnocení prostého snímku hrudníku. [3]

1 - stín měkkých tkání, 2 - krční žebro, 3 - Wrisbergův lalok, 4 - kostní můstek mezi žebry, 5 - vidlicovité zakončení žebra, 6 - vedlejší prostor mezi laloky (interlobium) , 7 - prsní bradavka, 8 - stín prsu, 9 - kalcifikace v žeberních chrupavkách, 10 - okraj lopatky. [3]

3.3 Technická kvalita snímku

Dříve než se přistoupí k popisu snímku je potřeba zkontrolovat jeho technickou kvalitu. Ověřuje se projekce, orientace, rotace, penetrace a stupeň nádechu. Projekcí se rozumí směr rentgenového paprsku ve vztahu k pacientovi, kdy rozeznáváme snímek předozadní (AP) a zadopřední (PA). Zadopřední snímky často nejsou značeny, jelikož se jedná o standardní projekci hrudníku, radiologičtí asistenti značí pouze snímky předozadní značkou „AP“. Pro předozadní projekci jsou na snímku typické lopatky zakrývající plicní pole, velikost tvaru srdce a mediastina je většinou zdeformována. Dále by mělo být na AP snímku poznačeno, zda byl zhotoven vleže nebo vsedě, neboť tyto snímky jsou od sebe značně odlišné.

Orientaci se rozumí označení levé a pravé strany snímku, kdy není radno předpokládat, že srdce leží vždy nalevo.

Rotace pacienta se na snímku nejlépe pozná na mediálním konci klíčních kostí, kdy jejich vzdálenost od trnového výběžku páteře mezi nimi by měla být přibližně stejná. Pokud se jedna klíční kost jeví blíže než druhá, pak je pacient rotován a plíce na té straně se bude jevit světlejší.

Na základě viditelnosti těla obratlů na dolní části srdečního stínu se hodnotí míra expozice. Těla obratlů v tomto bodě by měla být sotva viditelná, pokud jsou viditelná zřetelně, snímek je přexponován a je zde možnost opomenutí lézí s nízkou hustotou. Pokud těla obratlů nejsou viditelná vůbec, jedná se o podexponovaný film a plicní pole se bude jevit falešně bílé. Úroveň expozice porovnávaných rentgenových snímků by měla být podobná.

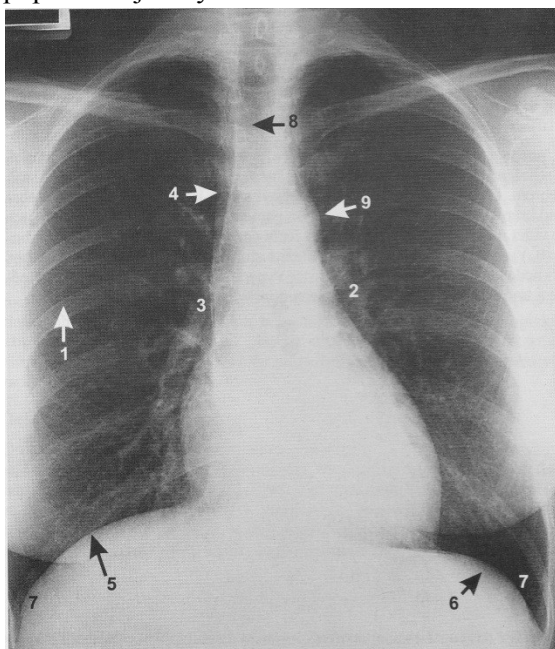
Počtem žeber nad bránicí se dá posoudit stupeň nádechu (inspirace). Mezi 5. a 7. žebrem by se měl nacházet vrchol pravé poloviny brániční klenby, přední konec 6. žebra by měl být stejně jako zadní konec 10. žebra nad bránicí. Pokud je na snímku možné zaznamenat více žeber, pacient je hyperinflatován (prohloubené dýchání). Pokud je vidět naopak žeber méně, pacient se nebyl schopen zcela nadechnout, což mohla způsobit bolest, vyčerpání nebo nemoci. Při nedostatečném nádechu se srdce jeví svým rozměrem jako větší, báze plic jsou zastíněné a průdušnice (trachea) je nepatrně vychýlená doprava. [5]

4 Princip hodnocení RTG snímku lékařem

Samotný popis snímku je složen ze tří částí, a to názvu vyšetření a techniky provedení (viz předchozí kapitoly), vlastního popisu vyšetření a závěru, který je kombinací informací ze snímku a z anamnestických údajů. [3]

4.1 Hodnocení prostých PA snímků

Vlastním popisem vyšetření se rozumí objektivní popis toho, co je zřetelné ze snímku a právě touto částí se bude zabývat tato kapitola. Hodnotí se jednotlivé oblasti ve snímku, které jsou popsány a zobrazeny na obrázku níže. Obrázek představuje nepatologický PA snímek hrudníku s chronologickým popisem zájmových oblastí.



Obr. 5: PA snímek hrudníku. [5]

1 - plicní pole, 2 - levý hilus, 3 - pravý hilus, 4 - bílý okraj trachey, 5 - pravá brániční klenba, 6 - levá brániční klenba, 7 - kostofrenické úhly, 8 - průdušnice, 9 - měkké tkáně. [5]

Při hodnocení zadopředních prostých snímků se zaměřujeme na pravé a levé plicní pole, které by měly být stejně průsvitné, ani jedno by nemělo být světlejší nebo tmavší než druhé. Plicní pole by měly být také stejně velké, ztráta objemu plíce je jedním z prvních příznaků plicního onemocnění. Levé plicní křídlo je zmenšené díky přítomnosti srdce, proto je pro laika velice obtížné hodnotit správné či nesprávné velikosti plicních polí. V plicním poli je také nutné hledat jednotlivé či mnohočetné zastínění (bílé plicní pole), které se mohou nacházet kdekoli od periostu (okostice) žebek k zevnímu okraji mediastina.

Stíny hilů na snímku jsou tvořeny plicními tepnami a žilami, kdy levý hilus by měl být uložen výše než pravý. Jejich rozdíl by měl být menší než 2,5 cm. Na snímku se porovnává tvar a denzita plicních hilů. Měly by mít podobně vypouklou formu.

Důležité je také hodnocení tvaru srdečního stínu, kdy jeho maximální šířka by měla být menší než polovina šířky hrudníku (viz kardiotorakální index v předchozí kapitole). Větší část srdce leží obvykle vlevo od střední čáry, ale není to podmínkou, neboť pozice srdce ve snímku je velice proměnlivá. Hloubka nádechu pacienta při pořízení snímku výrazně ovlivňuje velikost i tvar srdce. V srdečním stínu se hledají výrazně tmavší stíny, které by mohly vést k různým onemocněním.

Okraj mediastina by měl být ve snímku hladký, určitá rozmazanost je přípustná pouze v úhlu mezi srdcem a bránicí, u hrotů plic a u pravého hilu. Jakýkoli jiný okraj mediastina, který by se jevil rozmazaný, svědčí o problému v sousední plíci, a to buď kolapsu (ztráta objemu příslušné části plíce) nebo konsolidaci (zpevnění tkáně, typické u tuberkulózy plic). Při hodnocení zbytku mediastina se pohlíží i na pravou stranu průdušnice, kdy bílý okraj trachey by měl být na snímku ve vzpřímené pozici pacienta tenčí než 2 - 3 mm.

Pozornost při hodnocení PA snímku je kladena i na bránici, kdy pravá brániční klenba by měla být výše než levá, neboť srdce stlačuje levou brániční klenbu směrem dolů. Rozdílnost těchto částí bránice by měla být menší než 3 centimetry. Obrys bránice na obou stranách by měl být hladký a klenutý, kdy nejvyšší bod pravé brániční klenby by se měl nacházet ve středu pravého plicního pole a nejvyšší bod levé brániční klenby by měl být mírně na stranu od středu levého plicního pole.

Kostofrenickými úhly se rozumí zevní brániční úhly, které by měly být za normálních okolností jasně ohraničené ostré a volné úhly. Vnitřními úhly se rozumí kardiofrenické úhly, které jsou častěji na levé straně vyplněny mediastinálním tukem, díky němuž tyto úhly ztrácí svoji ostrost.

Průdušnice by se měla nacházet ve středu, od aortálního knoflíku mírně vpravo. Díky pozici trachey lze odhalit problém uvnitř mediastina nebo patologii jedné z plic.

Na rentgenovém snímku plic je důležité posouzení také kostí, konkrétně se hodnotí žebra, lopatky a obratle, kdy se vyhodnocují okraje těchto struktur a odhalují se zlomeniny. Porovnává se také denzita kostí, která by měla být na obou stranách stejná, a vyhledávají se tmavé části uvnitř skeletu.

Ve snímku se zaměřujeme také na měkké tkáně, kdy se klasifikují různá rozšíření částí, ve kterých se nacházejí měkké tkáně.

Na závěr je důležité se také zaměřit na oblast pod bránicí, kdy je třeba brát na vědomí, že břišní patologie se příležitostně vyznačuje hrudními příznaky. V oblasti pod bránicí je možné zaznamenat vzduch nebo zřetelné zvětšené kličky střeva. [3, 5]

4.2 Některé patologické nálezy snímku hrudníku

Na konci popisu snímku je nutné stanovit závěr vyplývající z vyšetření. Jedná se o kombinaci informací zjištěných ze snímku (viz Hodnocení prostých PA snímků) a z anamnestických údajů, které stanovuje lékař. Tato kapitola se zabývá pouze těmi patologickými nálezy v plicích, pohrudnici a mezihrudí, které se vyskytují na rentgenových snímcích hrudníku použitých a zpracovávaných v rámci této diplomové práce. Snímky byly

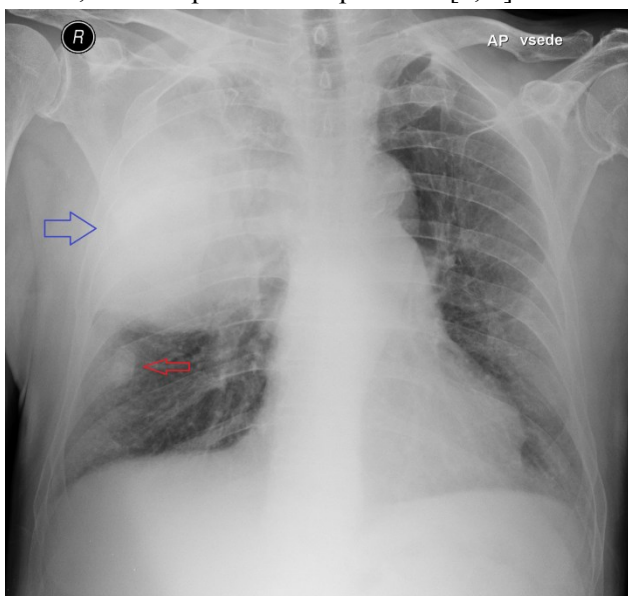
poskytnuty primářem kliniky Tuberkulózy a respiračních nemocí na Fakultní nemocnici v Ostravě.

4.2.1 Nádory plic a průdušek

Nádory neboli tumory dělíme na benigní a maligní. Mezi nezhoubné nádory (benigní) patří hamartom, který se objevuje bez klinických příznaků. Na rentgenovém snímku se jedná o typicky hladce ohraničený útvar, obsahující hrudkovité kalcifikace. Kalcifikací v plicích se rozumí ukládání vápenaté soli do patologicky změněných tkání, které se nejčastěji vyskytují v lymfatických uzlinách nebo po prodělané primární tuberkulóze (viz dále). Hamartom může dosahovat velikosti až do čtyř centimetrů, kdy roste maximálně pět milimetrů za rok.

Mezi maligní (zhoubné) nádory patří bronchogenní karcinom, který se vyznačuje nepříznivou prognózou a vysokou úmrtností. Statistiky prokazují, že se jedná o nejčastější nádor v České republice u mužů a je také na prvním místě v úmrtnosti mužů na zhoubné nádory. K jeho vzniku významně přispívá kouření. Z biologického hlediska chování se dělí na malobuněčný a nemalobuněčný karcinom, který metastazuje prakticky do všech orgánů. Větší část bronchogenních karcinomů vychází z dílčích bronchů, můžeme je tedy identifikovat přímo v hilu nebo v jeho blízkosti. Z hlediska uložení se tedy dělí na formu centrální a periferní. Rentgenové vyšetření hrudníku je základním vyšetřením pro určení diagnózy, kdy na snímku můžeme pozorovat typicky neostře ohraničené zastínění, okrouhlého tvaru, lalůčkovitých okrajů.

Nejčastějším zdrojem plicních metastáz u dospělých pacientů je karcinom tračníku (nejdelší část tlustého střeva), prsu, ledviny a sarkomy (zhoubné nádory pojivové tkáně). Na rentgenovém snímku lze metastázy identifikovat jako typicky hladce ohraničený stín, kdy ložiska jsou obvykle vícečetná. Metastázy se obvykle šíří krevní cestou, jedná se okrouhlé nebo oválné útvary různých velikostí, uložené převážně na periferii. [3, 4]

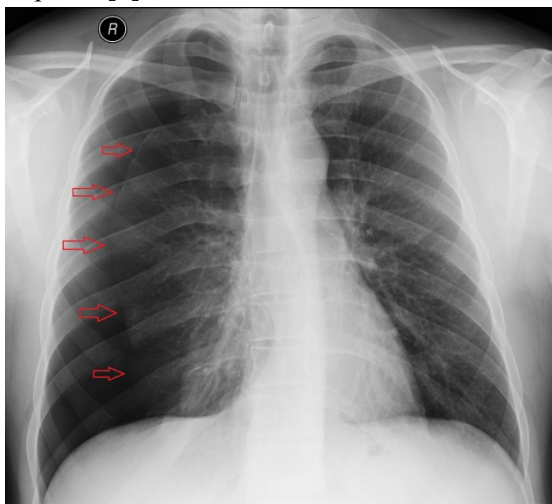


Obr. 6: AP snímek hrudníku vsedě. Modrá šipka - vpravo rozsáhlý tumor, červená šipka - metastáza, ve zbylém parenchymu zmnožená plicní kresba, srdeční silueta hraničního tvaru a velikosti.

4.2.2 Pneumotorax (PNO)

Patří k nejčastějším patologickým nálezům pleury (pohrudnice), ke kterému dochází nahromaděním vzduchu v pleurální dutině, což způsobí kolaps přilehlé plicní tkáně. Nejčastěji následkem traumatu vzniká otevřený PNO, kdy vzduch proniká do pleurální dutiny otvorem ve stěně hrudníku. Uzavřený PNO vzniká tak, že se vzduch dostává do pleurálního prostoru náhle vzniklou prasklinou plic, čili hrudní stěna je v tomto případě neporušena. Prasklina plic může vzniknout v místě oslabeném rozedmou plic (emfyzém), nádorem, zánětem nebo jako komplikace při zavádění centrálního katétru. Na rentgenovém snímku hrudníku se nahromaděný vzduch v pohrudnici zobrazuje jako projasnění, bez typické plicní struktury, obklopené kolabovanou plicní tkání.

Přetlakový (tenzní) pneumotorax je stav, kdy vzduch při nádechu proniká do pleurální dutiny, ale při výdechu ji nemá možnost opustit. Jedná se o život ohrožující stav, kdy celá plíce na napadené straně kolabuje, mediastinum je přetlačováno k postižené straně, kdy nakonec dojde ke stlačení i nepostižené plíce. [4]

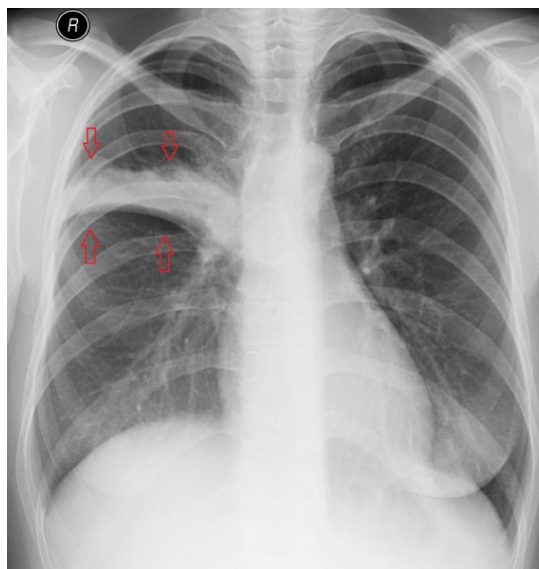


Obr. 7: PA snímek hrudníku - parciální PNO vpravo.

4.2.3 Pneumonie

U bakteriálních pneumonií je základním patologickým nálezem zánětlivý výpotek v alveolech, se kterým bývají spojeny i parenchymové změny, což jsou změny vlastní funkční tkáně plic, které se mohou projevovat například konsolidací - zmnožením vaziva. Příčinou pneumonie je bakteriální infekce způsobená například pneumokokem či stafylokokem. Pneumonie může svým rozsahem postihnout celé plicní křídlo, plicní lalok nebo plicní segment. Dělí se na pleuropneumonii, což je kombinace zánětu plic a pleury, kdy konsolidace je spojena s pleurálním výpotkem. Bronchopneumonie, kdy onemocnění začíná v periferních bronších a probíhá tak, že se drobné alveolární noduly postupně zvětšují a splývají v plicním parenchymu. Do atypických pneumonií se řadí virové pneumonie se specifickým průběhem.

Rentgenový snímek hrudníku zobrazuje pruhovité zastínění s drobnými uzlíky, neostrého ohraničení, které mají tendenci ke splývání. [3, 4]



Obr. 8: PA snímek hrudníku - pneumonie.

4.2.4 Plicní tuberkulóza (TBC)

Tuberkulóza je celosvětově rozšířené specifické infekční onemocnění, které provází lidstvo od nepaměti. I přes to, že proti tuberkulóze existují účinné léky, každým rokem na tuto nemoc zemře téměř 3 milióny lidí. Česká republika patří do skupiny s nízkým zatížením tuberkulózou, řadí se tedy mezi země s příznivou situací TBC. Co se týče jednotlivých krajů, tak vyšší počet TBC, než je celostátní průměr, je obvykle hlášen v průmyslových aglomeracích a v krajích s vyšším počtem cizinců, bezdomovců a azylových zařízení. Mezi tyto kraje se řadí i Moravskoslezský kraj.

Toto infekční onemocnění se šíří inhalací, a proto jako první orgán postihuje plíce, dále se může rozšířit například do kostí, ledvin či mozku. Prvotně je na snímku zřetelné pronikání zánětu do tkáně a zvětšení hilových uzlin - primární komplex. Druhotným projevem infekce je kalcifikace v postižené části plíce a v hilové uzlině (či uzlinách), ke které dochází v důsledku zhojení tkáně. Druhotný jev infekce se nazývá kalcifikovaný primární komplex (Obr. 9).

Infekce se může do dalších částí plic šířit dvojím způsobem a to endobronchiálně anebo hematogenní cestou. V případě, že se ve snímku objevují splývající alveolární stíny, které svým rozložením respektují plicní segmenty, jedná se o endobronchiální šíření infekce. Obraz miliární tuberkulózy je důsledkem šíření infekce hematogenní cestou a je charakterizován různorodým rozsevem drobných uzlů, které mají přibližně stejnou velikost (1 - 2 mm).

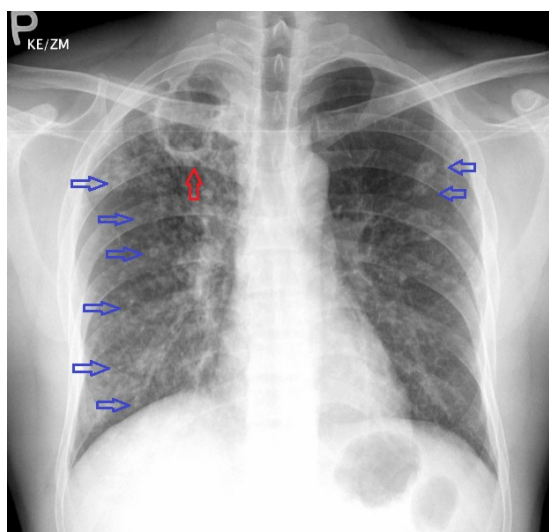
Označení tuberkulom se používá pro lokalizovanou uzlovitou formu postižení plicního parenchymu, který je většinou osamocený, okrouhlý, s hladkými okraji, o průměru 1 - 3 centimetry, centrálně může obsahovat kalcifikaci. Nemá specifické umístění a tudíž vícečetné tuberkulomy není snadné odlišit od metastáz.

Nově zjištěná onemocnění tuberkulózou jsou rozdělena podle způsobu ověření TBC na bakteriologicky ověřená a neověřená. Ověřenost je ze statistického hlediska výsledkem úrovně jak klinické, tak zejména laboratorní diagnostiky. Bakteriologické ověření TBC obvykle spočívá v mikroskopickém a kulturačním vyšetření sputa nebo jiného materiálu z dýchacího ústrojí. U takto ověřených TBC vzniká více recidiv v důsledku nedostatečné léčby. Je obecně

známo, že mikroskopická pozitivita je ukazatelem míry rozsahu TBC postižení, jedná se totiž o méně citlivou metodu než metody kultivační a pozitivní výsledek znamená přítomnost velkého počtu tuberkulózních bacilů ve vyšetřovaném materiálu. Za tuberkulózu malého rozsahu je považována nově zjištěná TBC bakteriologicky neověřená, čili tuberkulóza bakteriologicky a histologicky negativní.

Hlavní zásadou léčby tuberkulózy je podávání trojkombinace nebo čtyřkombinace antituberkulotik po dobu 4 - 12 měsíců. Celková délka léčby závisí na rozsahu postižení tuberkulózou, průkazu mykobakterií a přidružených chorobách nemocného. Bakteriologicky neověřené nově zjištěné tuberkulózy plic patří do tzv. krátkodobých režimů trvání léčby, čili léčba trvá 4 - 6 měsíců. Bakteriologicky ověřené nově zjištěné tuberkulózy plic jsou léčeny 6 - 9 měsíců a déle.

Počet výskytu tuberkulózy a atypických mykobakteriálních infekcí v posledních deseti letech nepatrně narůstá a to především u osob se sníženou imunitou a u imigrantů z rozvojových zemí. Světová zdravotnická organizace odhaduje, že tuberkulóza přestane být závažným celosvětovým problémem v roce 2050. [3, 12]



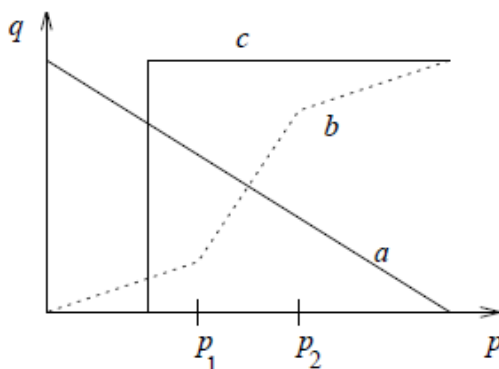
Obr. 9: PA snímek hrudníku - plicní tuberkulóza. Červená šipka - dutinový útvar vpravo nahoře, modré šipky - nepravidelné drobnoložiskové stíny. [6]

5 Zpracování obrazu

Obrazem se rozumí vícerozměrný signál, ze kterého je možné určit například velikost, polohu nebo průměrný jas vybraného objektu. Obrazová funkce f je spojitá skalární funkce dvou nebo tří proměnných, díky níž je obraz matematicky modelován. V rovině neboli ploše je obraz popsán obrazovou funkcí dvou souřadnic $f(x, y)$, jedná se tedy o statický obraz, obraz nemění se v čase. U rentgenového obrazu se hodnotami obrazové funkce rozumí míra absorpce rentgenového záření v jednotlivých tkáních lidského těla. V počítači je obrazová funkce dána maticí, která je složena z obrazových elementů (pixelů). Hodnoty těchto prvků matice jsou úměrné množství světelné energie, která je zachycena elektronickými detektory rentgenového záření (viz předchozí kapitoly).

5.1 Transformace hodnot jasu

Objekty v obrazech lze určit právě díky jasů pixelu, který se u objektů liší od pozadí. Transformace hodnot jasu lze provádět dvojím způsobem, a to jasovou korekcí nebo modifikací jasové stupnice. U jasové korekce existuje závislost mezi bodem jasu výstupního a vstupního obrazu. U modifikace jasové stupnice je určitá hodnota jasu ve vstupním obraze transformována na jinou výstupní hodnotu, bez ohledu na polohu v obraze.



Obr. 10: Obvyklé transformace jasové stupnice. (a) negativ, (b) zvětšení kontrastu mezi jasy p_1 a p_2 , (c) prahování, jehož výsledkem je obrázek obsahující jen černou a bílou. [7]

Transformace jasové stupnice, jejíž obvyklé operace jsou znázorněny na obrázku výše, nezávisí na poloze v obraze, je tedy stejná pro všechny pixely obrazu a je dána vztahem:

$$q = \mathcal{T}(p) \quad (5.1)$$

kdy transformací \mathcal{T} výchozí stupnice jasu $p = \langle p_0, p_k \rangle$ získáme novou stupnici $q = \langle q_0, q_k \rangle$. Pro automatickou analýzu obrazu nemají transformace jasové stupnice žádný význam, mohou dokonce vést ke ztrátě informace. Transformace jasové stupnice se využívají zejména pro snadnější interpretaci vizualizovaného obrazu a to například při zvýšení kontrastu původně nekонтastního rentgenového obrazu.

Digitální monochromatické obrazy mají obvykle 256 jasových úrovní reprezentovaných v osmi bitech. Pro zvýšení kontrastu u takových obrazů se využívá ekvalizace (vyrovnání) histogramu. Histogram reprezentuje rozdělení jasových úrovní v digitálním obraze, kdy hodnota každé jeho složky udává četnost bodů (pixelů) příslušného jasu v obraze. Po transformaci jasové

stupnice získáváme vyrovnaný histogram obrazu, ve kterém jsou jednotlivé jasové úrovně reprezentovány ideálně stejnou četností. Ekvalizace tedy reálně zvýší kontrast pro úrovně jasu poblíž maxim histogramu a naopak sníží kontrast poblíž minim histogramu. [7]

5.2 Filtrace

Filtr si lze představit jako blok pro zpracování obrazu, na jehož vstupu i výstupu je dvourozměrný signál (obraz). Filtry mohou být lineární a nelineární. Lineárními filtry lze obraz zpracovávat buď v prostorové, nebo ve frekvenční oblasti.

5.2.1 Lineární filtrace ve frekvenční oblasti

Filtrace ve frekvenční oblasti nejdříve pomocí lineární integrální transformace převede obraz do frekvenční oblasti, kde se filtruje a výsledek filtrace se převede zpět na obraz pomocí inverzní lineární integrální transformace. Filtry, které se využívají u této metody, jsou frekvenční filtry typu dolní propust, horní propust a pásmová propust. Filtr dolní propust (DP) propustí nízké frekvence a potlačí vysoké. Je ekvivalentní filtraci průměrováním v prostorové oblasti, rozmazává ostré hrany, které jsou reprezentovány vysokými frekvencemi. Filtr typu horní propust (HP) se vyznačuje malým zesílením blízko počátku a velkým zesílením v oblasti s vysokými frekvencemi, které se nacházejí dále od počátku, z toho tedy vyplývá, že filtr typu horní propust zvýrazní hrany v obraze. Propustností frekvencí jen v určitém pásmu se vyznačuje filtr typu pásmová propust (PP). Lineární filtrace integrálními transformacemi se tedy hojně využívá k potlačení šumu, zvýraznění hran a k odstranění strukturovaného šumu, který lze snadno odlišit ve frekvenčním spektru od signálu.

5.2.2 Lineární filtrace v prostorové oblasti

Filtrace v prostorové oblasti zpracovává obraz jako lineární kombinaci vstupního obrazu s koeficienty filtru, které mají většinou menší definiční obor než obraz (lokální filtry). Základním matematickým nástrojem tohoto typu filtrace je konvoluce.

Jedná se tedy o metody filtrace obrazu, které k výpočtu nové hodnoty pixelu využívají malé okolí \mathcal{O} reprezentativního pixelu, který je právě zpracováván. Kolem reprezentativního bodu je systematicky (např. po řádcích) zkoumáno malé okolí \mathcal{O} ve formě malého obdélníku a výsledek této analýzy je zapsán jako hodnota reprezentativního pixelu do výstupního obrazu. Hodnotu ve výstupním obraze $g(x, y)$ se vypočítá jako lineární kombinace hodnot vstupního obrazu f v malém okolí \mathcal{O} reprezentativního pixelu (x, y) .

$$g(x, y) = \sum_{(m,n)} \sum_{\epsilon \in \mathcal{O}} h(x - m, y - n) f(m, n) \quad (5.2)$$

Vztah pro výpočet hodnoty ve výstupním obraze vychází z rovnice (5.2) a popisuje diskrétní konvoluci s jádrem h , kterému se také říká konvoluční maska.

Podle toho, k jakému účelu má filtrace sloužit, se dělí na dvě metody a to vyhlazování a detekce hran. Vyhlazování slouží k potlačení šumu a osamoceních výkyvů hodnot obrazové funkce. Jedná se o metody ekvivalentní dolnofrekvenčním propustem, které jsou popsány u lineární filtrace ve frekvenční oblasti. Detekci hran se jinak říká gradientní operátory a jsou ekvivalentem hornofrekvenčních propustí. Metoda je založena na odhadu derivace obrazové funkce pomocí hodnot nacházejících se v okolí reprezentativního pixelu.

5.2.2.1 Lokální vyhlazování obrazu

Lineární metody vyhlazování vypočítají novou hodnotu reprezentativního pixelu jako lineární kombinaci hodnot ve zkoumaném okolí, která lze pro digitální snímky vyjádřit diskretní konvolucí (5.2). Příslušná konvoluční maska h udává váhu jednotlivých filtrů v lineární kombinaci, která je různá pro jednotlivé lineární filtry.

- **Metoda obyčejného průměrování** - jedná se o základní metodu vyhlazování obrazu, která přiřadí každému bodu nový jas, který je aritmetickým průměrem původních jasů ve zvoleném okolí. Konvoluční maska h pro okolí 3×3 je

$$h = \frac{1}{9} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.3)$$

Je také možné zvětšit váhu středového bodu masky nebo jeho 4 – sousedů, kdy tyto masky pro okolí 3×3 mohou být

$$h_1 = \frac{1}{10} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \frac{1}{16} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.4)$$

5.2.2.2 Detekce hran

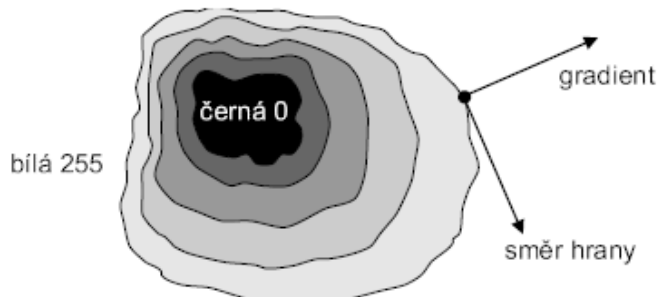
Hranami se rozumí místa v obraze, kde se náhle mění hodnota jasu, neboli hodnota obrazové funkce $f(x, y)$. Parciální derivace slouží ke studiu změn funkce dvou proměnných, kdy změnu funkce udává její gradient, vektorová veličina ∇ určující směr největšího růstu funkce (gradientu) a strmost tohoto růstu (velikost neboli modul gradientu). Hraný jsou pixely s velkým modulem gradientu.

Velikost gradientu $|\nabla f(x, y)|$ pro spojitou obrazovou funkci je dán vztahem

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}. \quad (5.5)$$

Laplacián ∇^2 vychází z druhých parciálních derivací a využívá se pro místa v obraze, kde se jas prudce mění (výraznější hrany). Nezáleží zde na směrových vlastnostech hran.

Je možné definovat hranice objektů a to v případě, že objektu odpovídá oblast homogenního jasu. Body hranice jsou pixely s vysokou hodnotou gradientu, které se spojují do hranic. Směr hrany Φ je kolmý na směr gradientu Ψ (Obr. 11).



Obr. 11: Směr hrany Φ kolmý na směr gradientu Ψ . [7]

- **Ostření obrazu** - jedná se o metodu využívající gradientní operátory k zdůraznění vysokých frekvencí. Upravuje obraz tak, aby v něm byly strmější hrany. Pro obraz f , který je výsledkem ostření obrazu g , lze napsat

$$f(x, y) = g(x, y) - C \cdot S(x, y), \quad (5.6)$$

kde C udává sílu ostření (kladný součinitel) a $S(i, j)$ je operátor udávající strmost změny obrazové funkce v příslušném bodě, daný modulem gradientu nebo Laplaciánem. Ostření obrazu se využívá pro dosažení většího kontrastu obrazu na display nebo při tisku.

Nyní se tato kapitola bude zabývat jednoduchými konvolučními maskami, které nahrazují derivace obrazové funkce. Jedná se o operátory, které jsou vyjádřeny v podobě masek pro konvoluci ze vztahu (5.2) a jsou uvedeny pomocí příslušného konvolučního jádra h . Podle toho, kolik směrů operátor rozlišuje, se určuje počet jader h .

- **Robertsův operátor** - nejstarší operátor, který používá okolí 2×2 reprezentativního pixelu. Jeho konvoluční masky jsou

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (5.7)$$

Velikost gradientu se počítá podle

$$|g(x, y) - g(x + 1, y + 1)| + |g(x, y + 1) - g(x + 1, y)|. \quad (5.8)$$

Nevýhodou tohoto operátoru je velká citlivost na šum, neboť používá malé okolí pro aproximaci.

- **Laplaceův operátor** - Laplaceův gradientní operátor ∇^2 aproximuje druhou derivaci (viz výše), udává jen velikost hrany (ne směr). Používaná konvoluční jádra pro 4 - sousedství a 8 - sousedství v okolí 3×3

$$h_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.9)$$

Je také možnost použít Laplacián s větší vahou pixelů nacházejících se blíže reprezentativnímu bodu masky, ale se ztrátou invariantnosti vůči otočení. Velikost gradientu se počítá podle

$$\nabla^2 g(x, y) = \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial y^2}. \quad (5.10)$$

Nevýhodou tohoto operátoru je opět velká citlivost na šum, neboť se snaží primitivními prostředky aproximovat druhou derivaci. Na hranách odpovídajících tenkým liniím vznikají dvojité odezvy.

- **Operátor Prewittové** - stejně jako další dále uvedené operátory aproximuje první derivaci, kdy gradient je odhadován v okolí 3×3 pro osm směrů. Vybírá se ta maska, která odpovídá největšímu modulu gradientu. Je nasnadě volit větší masky s podrobnějším směrovým rozlišením. Jsou zde znázorněny první tři konvoluční masky pro okolí 3×3 .

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix}, h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.11)$$

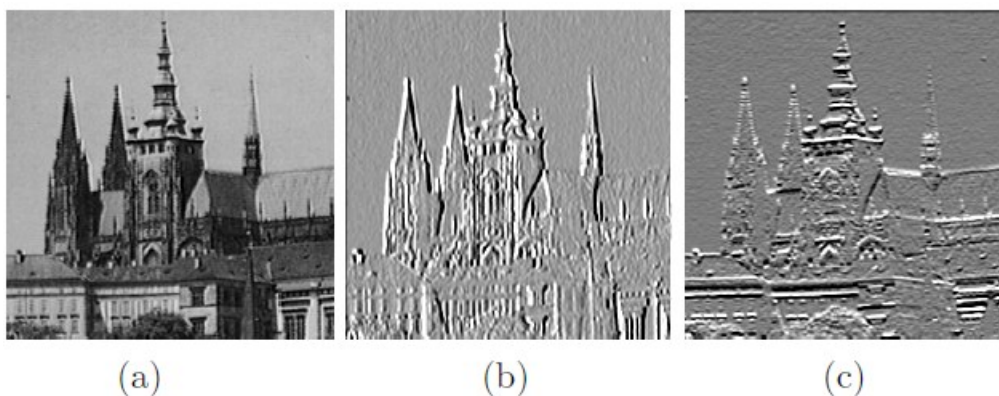
- **Sobelův operátor** - využívá se pro detekci vodorovných a svislých hran, k čemuž postačí masky h_1 a h_3 .

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix}, h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.12)$$

- **Robinsonův operátor**

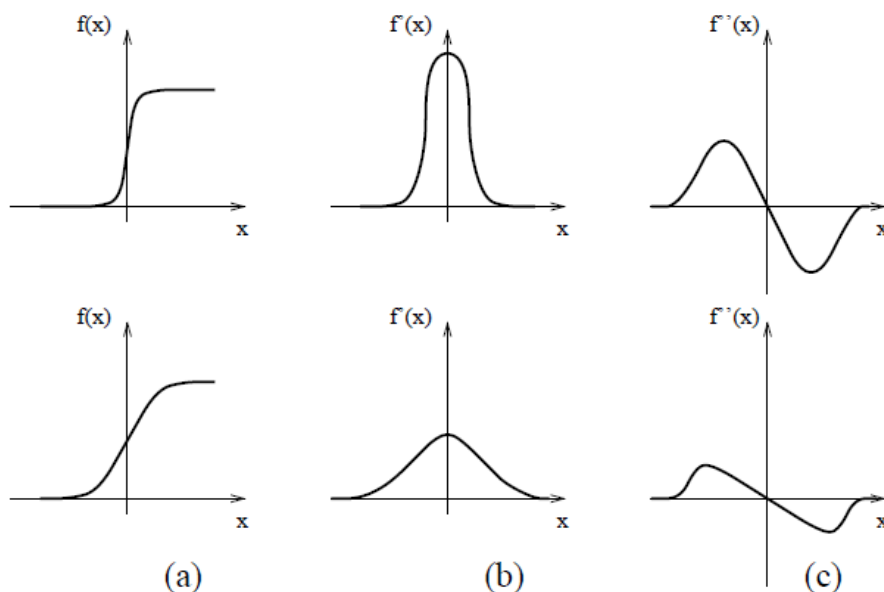
$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}, h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.13)$$

Chování gradientních operátorů je zobrazeno na obrázku níže, v tomto případě je znázorněno chování operátoru Prewittové o rozměru 3x3. Směr nalezených hran se určuje pomocí světových stran, neboť nejlépe rozliší všech možných osm směrů.



Obr. 12: Detekce hran operátorem Prewittové rozměru 3x3. (a) Vstupní obrázek. (b) Hrany v severním směru (čím je pixel světlejší, tím je hrana silnější). (c) Hrany ve východním směru. [7]

Nevýhodou operátorů výše je veliká citlivost na šum a veliká závislost jejich chování na konkrétním obrázku, neboť aproximují derivaci diferencemi v malém okolí. Velikost masky musí odpovídat velikosti detailů v obraze. Základem metody, která řeší nedostatky předchozích operátorů, je hledání polohy hrany v obraze v místě průchodu druhé derivace obrazové funkce nulou. První derivace obrazové funkce nabývá svého maxima v místě hrany, druhá derivace protíná v místě hrany nulovou hodnotu, kdy danou situaci znázorňuje obrázek níže. Hledání polohy hrany v místě průchodu nulou je díky strmosti přechodu spolehlivější, než u plochého maxima u první derivace.



Obr. 13: 1D jasový profil ilustrující polohu skokové hrany (a) v místě průchodu 1. derivace obrazové funkce (b) a 2. derivace obrazové funkce (c). [7]

Nyní je třeba určit, jak robustně (s jakou přesností) se má počítat druhá derivace. Využívá se k tomu konvoluce obrazu s vyhlazujícím filtrem, kterým je lineární filtr, jehož koeficienty v konvoluční masce odpovídají 2D gaussovskému rozložení

$$G(x, y) = e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}}, \quad (5.14)$$

kde x, y jsou souřadnice v obraze a σ je středně - kvadratická odchylka, která svým jediným parametrem udává velikost okolí, na které filtr reaguje. Při filtraci mají větší váhu pixely ležící blíže středu, naopak pixely vzdálenější více než 3σ jsou zanedbatelné.

- **LoG operátor** - cílem operátoru je získat druhou derivaci obrazové funkce. Díky filtraci Gaussiánem dojde k rozmazání obrazové funkce (tj. $G(x, y, \sigma) * f(x, y)$), poté je možné udělat odhad druhé derivace pomocí všesměrového Laplaceanu ∇^2 . Výsledek tohoto postupu je možné zapsat dvojím způsobem, kdy při linearitě obou operací je možnost zaměnit pořadí operací derivace a konvoluce

$$\nabla^2(G(x, y, \sigma) * f(x, y)) = (\nabla^2 G(x, y, \sigma)) * f(x, y). \quad (5.15)$$

Níže je zobrazena aproximace operátoru LoG v masce 5x5

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ -1 & -2 & 16 & -2 & -1 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (5.16)$$

Nevýhodou tohoto operátoru je, že příliš vyhlazuje ostré hrany, kdy se například ostré rohy ztrácejí, snaží se také spojovat ostré hrany do uzavřených křivek (tzv. talíř špaget).

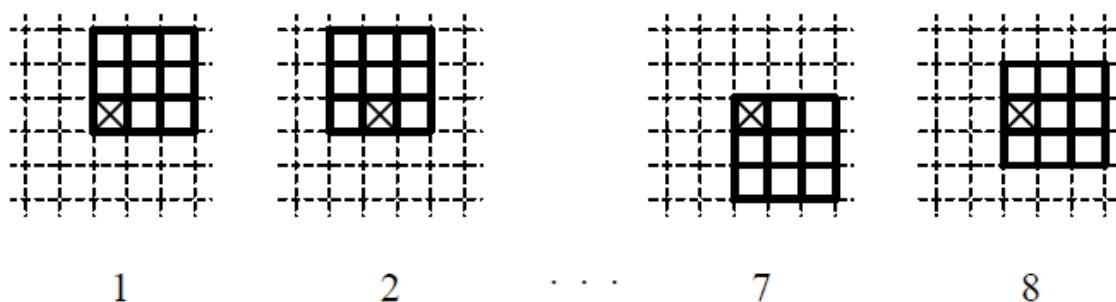
- **Cannyho hranový detektor** - hledá nejlepší a různá okolí použitá pro výpočet. Vychází z představy, že skokovou hranu lze hledat filtrem, s předem definovaným chováním. Tento detektor požaduje, aby významné hrany nebyly přehlédnuty a aby na ně nebyly vícenásobné odezvy, rozdíl mezi skutečnou a nalezenou polohou hrany by měl být

minimální a na závěr aby detektor vícenásobně nereagoval na jednu hranu (obtížné u nehladkých zašuměných hran). Cannyho hranový detektor funguje na principu označení odezv detektoru pro nejmenší měřítko a syntéze hran pro větší měřítko určených z nich hypoteticky. Tato syntetizovaná odezva se porovná se skutečnou odezvou pro příslušné větší měřítko σ a pokud jsou skutečné hrany silnější, než předpokládala syntéza, tak se zavedou do obrazu.

5.2.3 Nelineární filtrace v prostorové oblasti

Na rozdíl od vyhlazování a detekce hran (viz výše), které jsou vzájemně ve své lineární podobě v protikladu, je tato metoda kombinací těchto dvou postupů, čili jedná se o filtry, které vyhlazují a přitom jsou šetrné k hranám a detailům v obraze. Fungují na principu hledání oblasti o zhruba konstantním jasu v analyzovaném okolí \mathcal{O} , do které patří reprezentativní bod. Hledáme tedy reprezentanta jen uvnitř objektu, proto tedy nelineární operace neboli výběr.

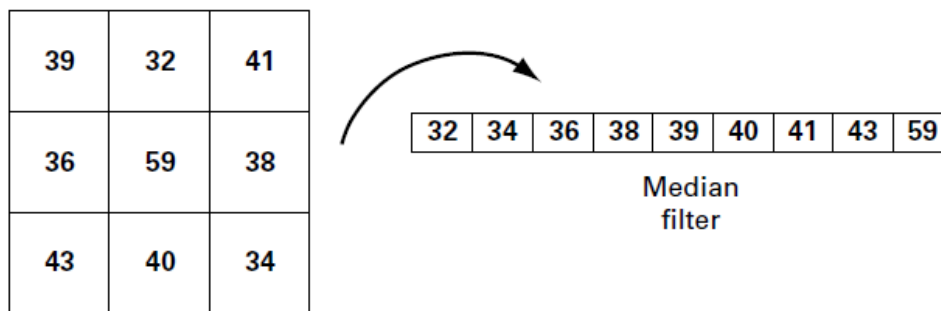
Příkladem nelineární metody vyhlazování je metoda rotující masky, která filtruje jen ve vybraném okolí. Metoda vyplývá z rotace malé masky kolem reprezentativního bodu. Tato metoda je zobrazena na obrázku níže, kdy maskou je čtverec o velikosti 3×3 s osmi možnými polohami rotace, kdy v každé z poloh masky se spočte rozptyl jasů. Masku s nejmenším rozptylem jasů je poté považována za homogenní okolí reprezentativního bodu, ve kterém se vypočítá například aritmetický průměr a tím se stanoví nová hodnota reprezentativního bodu.



Obr. 14: Osm možných poloh rotující masky. Křížek označuje reprezentativní pixel. [7]

Při opakovaném použití rotující masky se proces poměrně rychle ustaluje (obraz se již nemění) a to převážně závisí na tvaru a velikosti masky. S menší maskou je potřeba více iterací (opakování procesu) neboť dochází k nepatrným změnám.

Další nelineární filtry mají původ v robustní statistice, která hledá vychýlené hodnoty z náhodného výběru, tyto hodnoty vyloučí z výběru a zbylé hodnoty nahradí nějakou typickou hodnotou. Při zpracování diskrétního obrazu se k tomu využívá medián M , který se určí jako prostřední hodnota ze vzestupně uspořádaných hodnot jasů z lokálního okolí. Pro snadnější určení prostředního prvku se využívají posloupnosti s lichým počtem prvků. Metoda filtrace mediánem tedy stanoví jas výsledného bodu a tím redukuje stupeň rozmazání hran a zároveň dobře potlačí impulsní šum. Nevýhodou této metody je porušení tenkých čar a ostrých rohů v obraze u obdélníkového okolí. [7]

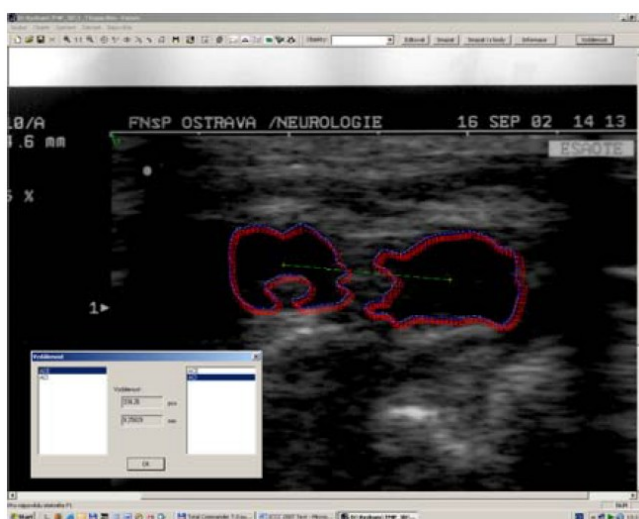


Obr. 15: Metoda filtrace mediánem se vzestupně uspořádanými hodnotami jasu z lokálního okolí 3x3. Nová hodnota reprezentativního bodu je 39. [8]

5.3 Fotogrammetrický systém FOTOM

Fotogrammetrií se rozumí vědní obor, zabývající se zpracováním informací na fotografických snímcích. Obor se konkrétně zabývá rekonstrukcí tvarů, měřením rozměrů a určováním polohy předmětů. Fotogrammetrický systém FOTOM je již několik let vyvíjen na katedře informatiky fakulty elektrotechniky a informatiky Vysoké školy báňské TU Ostrava. Systém umožňuje analýzu snímků a objektů různého charakteru.

V této diplomové práci je pro zpracovávání snímků systémem FOTOM využívána nejnovější dostupná verze modulů, která umožňuje snadný a rychlý způsob analýzy zájmových bodů a objektů na snímcích, podrobné 2D a 3D analýzy snímku a 2D a 3D animace procesu měření. Architektura systému FOTOM 2008 je složena z pěti modulů, a to modulu Fotom1 pro 2D modelování, modulu Fotom2 pro měření objektů na sérii snímků, modulu Fotom3 pro 3D modelování na sérii snímků, modulu Fotom4 pro 2D animace procesu měření a posledním modulem je modul Fotom5 pro rozpoznávání zájmových bodů a objektů. Níže je zobrazen příklad měření vzdálenosti mezi objekty modulem Fotom1 (Obr. 16). [9]



Obr. 16: Měření vzdálenosti mezi objekty – modul Fotom1. [9]

6 Vybrané metody statistického zpracování

Úkolem statistiky je zjišťování údajů o populaci na základě výběrového souboru. Populací se rozumí množina všech prvků, které sledujeme při statistickém výzkumu. Za výběrový soubor je považována zkoumaná část populace, jejíž rozsah by měl být reprezentativní, čili charakter výběru by měl přesně reprezentovat parametry populace. Proces, při kterém se nejdříve analyzují informace z příslušného výběru a následně se tyto závěry získané z výběru přenesou na celou populaci, se nazývá statistická indukce. [10]

6.1 Explorační analýza

Explorační analýza (EDA) je oblastí statistiky, která se zabývá analýzou výběru. Využívá se hlavně u velkého množství proměnných a jejich hodnot, kde pomáhá odhalit skryté informace. Proměnné se dělí na kvalitativní a kvantitativní.

6.1.1 Kvalitativní proměnná

Kvalitativní proměnnou nelze měřit, lze ji pouze zařadit do tříd (kategorií), které jsou vyjádřeny slovně. Podle možnosti uspořádání kategorií dělíme kvalitativní proměnnou na proměnnou nominální a proměnnou ordinální. Nominální proměnná nabývá rovnocenných hodnot (variant), nelze je tedy nijak porovnávat ani řadit. Mezi statistické charakteristiky, kterými lze popsat nominální proměnnou patří četnost, relativní četnost a modus. Graficky lze nominální proměnnou znázornit pomocí sloupcového nebo výsečového grafu.

Ordinální proměnná je přechodem mezi kvalitativními a kvantitativními proměnnými, kdy jednotlivé hodnoty již lze seřadit a následně mezi sebou porovnávat. Pro ordinální hodnoty lze použít stejné statistické charakteristiky jako u nominální doplněné navíc o kumulativní četnost a kumulativní relativní četnost, grafické znázornění zůstává stejné jako u nominální proměnné.

Podle počtu kategorií lze kvalitativní proměnné dále dělit na proměnné alternativní, kdy jsou možné pouze dvě hodnoty (varianty) a na proměnné množné, kdy existuje více než dvě varianty.

6.1.2 Kvantitativní proměnná

Mezi proměnné numerické patří kvantitativní proměnné, které se dělí na diskrétní a spojité proměnné. U kvantitativní proměnné lze proměnnou rozdělit do intervalů a použít stejné statistické charakteristiky jako u ordinální proměnné, čímž se ovšem přijde o část informací, proto je vhodnější použít míry polohy (aritmetický průměr, harmonický průměr, geometrický průměr, modus, výběrové kvantily, kvartily), míry variability (výběrový rozptyl, výběrová směrodatná odchylka, variační koeficient, interkvartilové rozpětí) a míry šikmosti a špičatosti. Graficky lze kvantitativní proměnnou popsat krabicovým grafem nebo histogramem. [10]

6.2 Analýza závislostí v kontingenčních tabulkách

Kontingenční tabulka obsahuje výsledky šetření dvou kategoriálních znaků. Výsledky šetření se rozumí sdružené absolutní četnosti dvou variant uvedených znaků. Kromě absolutních četností je možné kontingenční tabulku obohatit o marginální četnosti (na okraji tabulky), relativní četnosti, řádkové relativní četnosti a sloupcové relativní četnosti.

Graficky lze kontingenční tabulku vyjádřit mozaikovým grafem (např. Statgraphics) nebo 100% skládaným pruhovým grafem (např. MS Excel). Na základě členitosti u obou grafů lze předpovědět sílu závislosti mezi zkoumanými znaky.

K ověřování nezávislosti náhodných veličin v kontingenčních tabulkách se nejčastěji využívá χ^2 test nezávislosti, který je založen na porovnávání pozorovaných četností s četnostmi teoretickými. Teoretickými četnostmi se rozumí četnosti, které lze očekávat v případě nezávislosti analyzovaných znaků. Test se provádí stanovením nulové a alternativní hypotézy a ověřením podmínek dobré aproximace, kdy žádná očekávaná četnost nesmí být menší než 2 a alespoň 80% očekávaných četností musí být větších než 5. [10, 11]

6.3 Analýza časových řad

Časovou řadou se rozumí numerická proměnná, jejíž hodnoty závisí na čase, ve kterém byly získány. Výběrovým souborem je tedy posloupnost chronologicky uspořádaných pozorování, ze kterého je možné získat informace o časovém vývoji. Časové řady se dělí podle různých ohledů, a to například podle charakteru dat a jejich hodnot na časové řady intervalové a časové řady okamžikové. Další dělení vyplývá podle pravidelnosti, s jakou jsou data sledována na časové řady ročních údajů a časové řady krátkodobé. Posledním dělením je dělení podle druhu sledovaných dat na časové řady absolutních ukazatelů a časové řady odvozených charakteristik.

K základním prostředkům prezentace časových řad patří grafická analýza. Využívá tři typy grafů a to spojnicový graf jedné časové řady, kdy se na osu horizontální vynáší časová proměnná a na osu vertikální hodnoty časové řady nebo její funkce. Druhým typem grafu je spojnicový graf dvou a více časových řad, kdy je možné do spojnicového grafu zakreslit i více časových řad a třetím typem grafu je graf ročních hodnot sezónních časových řad, který zobrazuje odlišnost úrovně hodnot v daných sezónách na celou časovou řadu v jednotlivých letech.

K popisným charakteristikám časových řad patří průměry časových řad a to jak pro intervaly časových řad (aritmetický průměr) tak i pro okamžikové řady (prostý chronologický průměr a vážený chronologický průměr). Základní rysy chování časových řad je možné charakterizovat pomocí míry dynamiky časových řad, do které patří absolutní přírůstky, průměrné absolutní přírůstky, koeficienty růstu, průměrné koeficienty růstu, meziroční koeficienty růstu, relativní přírůstky a průměrné relativní přírůstky.

Časovou řadu je také možné rozložit na součet nebo součin několika složek, které se nazývají trend, sezónní složka, cyklická složka a náhodná složka. Díky znalostem jednotlivých složek je možné odhadnout vývoj daného procesu do budoucna, tedy stanovit predikci. Trend popisuje dlouhodobý vývoj (růst, pokles) daného procesu, sezónní složka zaznamenává periodické změny (perioda svázaná s kalendářem), které se objevují v časové řadě, cyklická složka je totožná se sezónní složkou s tím rozdílem, že perioda neodpovídá délce kalendářní

jednotky. Náhodná složka vzniká po odstranění trendu, sezónní a cyklické složky z časové řady a nemá žádný systematický charakter.

Pokud se jedná o analýzu časové řady, která nelze popsat jedinou křivkou, neboť mění v čase svůj charakter, je možné použít aditivní metodu klouzavých průměrů. Tato metoda odstraní šum z časové řady tím, že nahradí řadu původního pozorování za časovou řadu vypočítaných klouzavých průměrů. Míra vyhlazení časové řady lze volit délkou klouzavého průměru a to tak, že čím větší je délka klouzavého průměru, tím větší je vyhlazení časové řady.

[10]

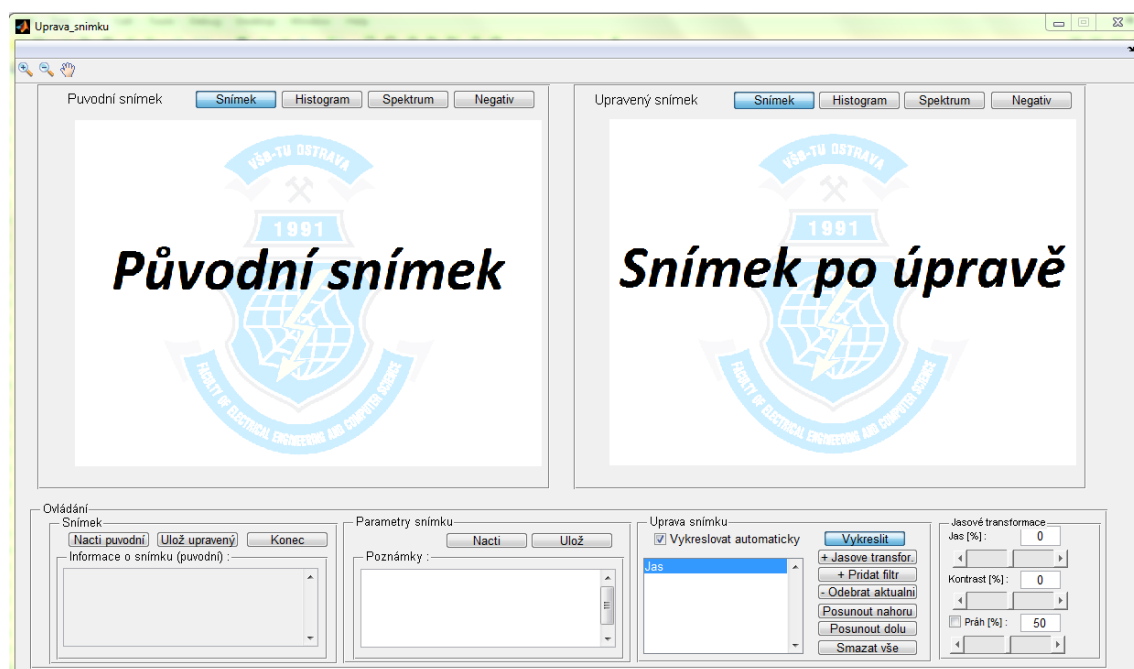
7 Zpracování vybraných snímků

Před samotným zpracováním vybraných snímků je nutné nejdříve nastudovat specifika rentgenu hrudníku, která jsou popsána v prvních čtyřech kapitolách této práce, a to především proto, aby se vyvarovalo případné mylné diagnostice snímku se zaměřením se na nepatologické struktury ve snímku a naopak opomenutí nebo znehodnocení některých zájmových objektů či struktur.

Zpracování bylo prováděno v programu MATLAB a v systému FOTOM, kdy v programu MATLAB bylo navrženo grafické uživatelské rozhraní, sloužící k prvotní úpravě snímku, se zaměřením se na jasovou transformaci a filtraci obrazu. Takto zpracovaný snímek byl dále zpracováván v systému FOTOM, ve kterém se prováděla manuální lokalizace zájmových objektů a jejich numerické hodnocení. Jednotlivé možnosti zpracování snímku, rozdělené podle použitého programu, jsou uvedeny a popsány podrobněji níže.

7.1 Zpracování v programu MATLAB

Program pro zpracování vybraných rentgenových snímků hrudníku byl navržen v grafickém uživatelském rozhraní GUI, které je součástí vývojového prostředí MATLAB. Hlavní okno programu je zobrazeno níže (Obr. 17). Umožňuje uživatelsky přívětivé ovládání celého programu přímo z jednoho panelu na obrazovce počítače.



Obr. 17: Hlavní okno programu.

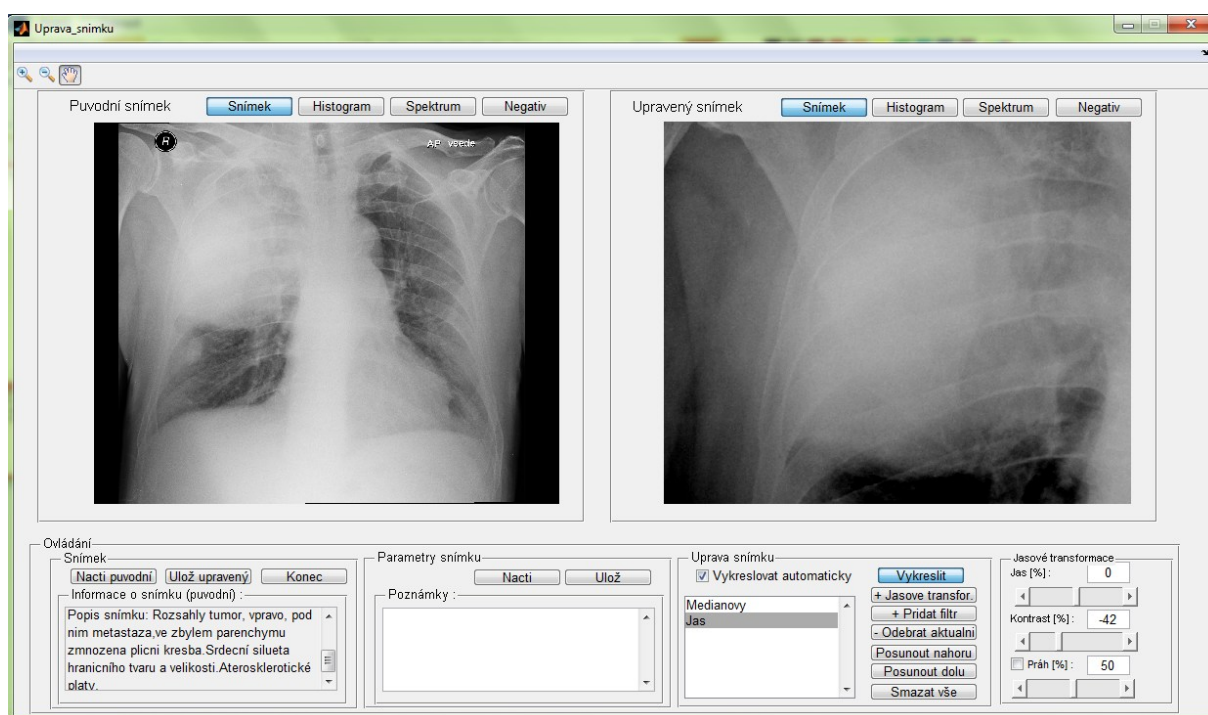
Hlavní okno programu se skládá ze tří základních částí a to prostoru pro zobrazení původního snímku, prostoru pro zobrazení snímku po úpravě a ovládacího panelu, který obsahuje veškeré ovládací prvky a funkce pro zpracování snímku.

7.1.1 Původní snímek

V prostoru týkajícího se původního snímku je po celou dobu úprav vykreslen snímek po načtení, tedy původní snímek bez úprav. Kvůli omezené velikosti hlavního okna programu je snímek zmenšen, veškeré úpravy snímku jsou však aplikovány na snímek v původní velikosti, který se také ukládá. Původní rozměry snímku bez komprese se také zaznamenávají do parametrů snímku. Nad prostorem určeným pro vykreslení původního snímku jsou umístěna tlačítka, umožňující vykreslit původní černo - bílý snímek, histogram, Fourierovo spektrum nebo negativ původního snímku. Zájmové oblasti je také možné v daném okně zvětšit či zmenšit, a to díky nastavení Toolbar Editoru, ve kterém byly zvoleny ikony Zoom In, Zoom Out a Pan. Ikony jsou umístěné nad prostorem pro vykreslení původního snímku.

7.1.2 Upravený snímek

Prostor pro vykreslování upraveného snímku je totožný s prostorem pro vykreslování původního snímku s tím rozdílem, že zde se průběžně zobrazuje snímek po aplikovaných úpravách. Díky umístění tohoto prostoru hned vedle původní snímek je možné oba snímky, čili snímek před a po úpravě, efektivně porovnávat a zjišťovat rozsah a úspěšnost jednotlivých úprav. Stejně jako u původního snímku je možné i zde zobrazit mimo černo - bílý upravený snímek i histogram, Fourierovo spektrum nebo negativ upraveného snímku s možností zvětšení a zmenšení zájmových oblastí (Obr. 18).



Obr. 18: Ukázka zvětšení zájmové oblasti po úpravě.

7.1.3 Ovládací panel

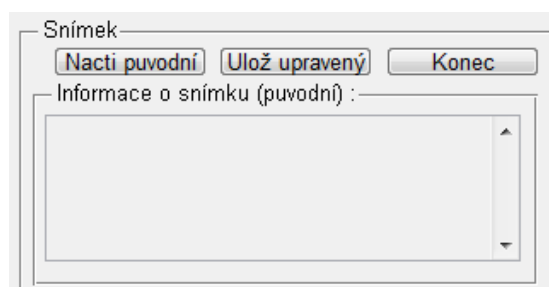
Hlavní ovládací panel, umístěný hned pod oběma okny pro vykreslování původního a upraveného snímku, je rozdělen do čtyř základních částí, splňujících určité specifické funkce. Těmito částmi se rozumí panel týkající se všeobecně snímku, panel zaměřující se na parametry snímku, panel zaměřující se na úpravu snímku a poslední, proměnlivý panel, pro nastavení jednotlivých úprav.

7.1.3.1 Snímek

Panel s názvem „Snímek“ (Obr. 19) obsahuje tři tlačítka a prostor pro zobrazení informací o původním načteném snímku. Tlačítko s názvem „Načti původní“ slouží k načtení zvoleného snímku do prostoru pro původní snímek. Po stisknutí tohoto tlačítka je možné vyhledat v souboru požadovaný snímek a načíst jej do příslušného vykreslovacího okna. Je možné načíst snímky ve formátech s příponami BMP, JPG, GIF, PNG, TIF. Po vykreslení snímku jsou do prostoru označeného jako „Informace o snímku (původní)“ vypsány základní parametry zvoleného snímku, konkrétně adresa souboru, rozměry, počet barev a intenzita snímku. U některých snímků je také možné zobrazit popis snímku, čili popis stanovený lékařem.

Tlačítko s názvem „Ulož upravený“ slouží k uložení snímku z prostoru pro vykreslování upraveného snímku. Upravený snímek je možné uložit ve formátech s příponami BMP, JPG, GIF, PNG do libovolného místa v adresáři, které si uživatel sám zvolí po stisknutí daného tlačítka.

Posledním tlačítkem na tomto panelu je tlačítko s názvem „Konec“, po jehož stisknutí se program pomocí dialogového okna ujistí, zda si uživatel přeje opravdu skončit a pokud ano, zavře se hlavní okno programu.



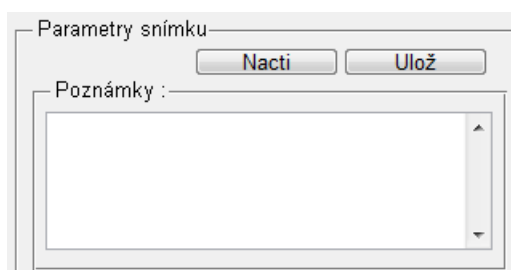
Obr. 19: Ovládací panel pro snímek.

7.1.3.2 Parametry snímku

Panel s názvem „Parametry snímku“ (Obr. 20) obsahuje dvě tlačítka a editační okno pro poznámky. Tlačítko s názvem „Ulož“ slouží k uložení parametrů použitých při úpravě snímku, tím se rozumí použité jasové transformace a filtry. Po stisknutí tohoto tlačítka se otevře adresář pro zvolení umístění a názvu souboru, který bude mít příponu MAT. Tlačítko s názvem „Načti“ slouží k načtení takto uložených parametrů snímku. Po jeho stisknutí se otevře adresář pro vyhledání a zvolení souboru s nastavením parametrů. Soubor musí mít příponu MAT. Je možné, že již existuje soubor s příponou MAT, který není kompatibilní s daným programem, v takovém

případě se objeví dialogové okno s hlášením, že soubor neobsahuje nastavení. Pokud je vybrán správný soubor, ihned po jeho zvolení se dané parametry aplikují na původní snímek načtený v okně určeném pro původní snímek a upravený snímek s danými parametry se vykreslí do okna určeného pro snímek po úpravě. Použité operace se také vypíší do pole typu LIST BOX, umístěného v panelu s názvem „Úprava snímku“.

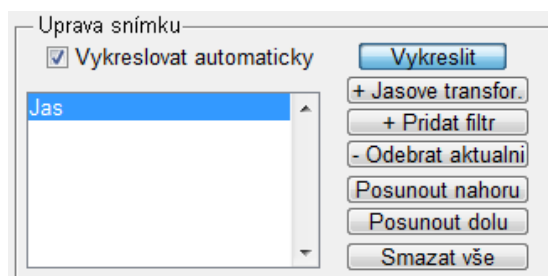
Editační pole s názvem „Poznámky“ slouží pro vlastní popis snímku či vlastní poznámky k úpravě. Tyto poznámky se uloží zároveň s parametry snímku do souboru s příponou MAT po stisknutí tlačítka „Ulož“ a opětovně je možné je do stejného pole načíst po načtení parametrů po stisknutí tlačítka „Načti“.



Obr. 20: Ovládací panel pro parametry snímku.

7.1.3.3 Úprava snímku

Snímek, vykreslený v prostoru pro upravený snímek, je možné upravovat pomocí panelu s názvem „Úprava snímku“ (Obr. 21). Tyto úpravy lze vykreslovat automaticky, při aktivním CHECK BOXU s názvem „Vykreslovat automaticky“. V takovém případě se vykresluje upravený snímek ihned po změně jakéhokoliv parametru. Pokud je daný CHECK BOX neaktivní, je možné si navolit potřebné parametry a poté je hromadně vykreslit po stisknutí tlačítka s názvem „Vykreslit“. Program je řešen tímto způsobem kvůli rozdílným časovým prodlevám jednotlivých operací. Složitější úpravy je tedy výhodnější provádět při neaktivním zaškrtnutí políčka, aby uživatel nebyl zdržován průběžným vykreslováním těchto úprav.



Obr. 21: Ovládací panel pro úpravu snímku.

Panel dále obsahuje LIST BOX a šest dalších tlačítek. Do pole typu LIST BOX se vypisují jednotlivé operace aplikované na původní snímek v pořadí, ve kterém byly použity. Při stisknutí tlačítka „+ Jasové transfor.“ se do pole typu LIST BOX vypíše název „Jasové transformace“ a vpravo od panelu pro úpravu snímku se objeví nový panel, pro nastavení

jednotlivých jasových transformací. Při prvotním spuštění programu je defaultně nastaven jas, čili není možné přidávat jasové transformace hned po spuštění programu.

Podobně jako tlačítko pro přidání jasu funguje i tlačítko s názvem „+ Přidat filtr“, po jehož stisknutí se nejdříve vpravo od panelu pro úpravu snímku objeví panel s názvem „Přidat filtr“ ve kterém si uživatel zvolí požadovaný filtr, jehož název se po potvrzení vypíše do pole typu LIST BOX.

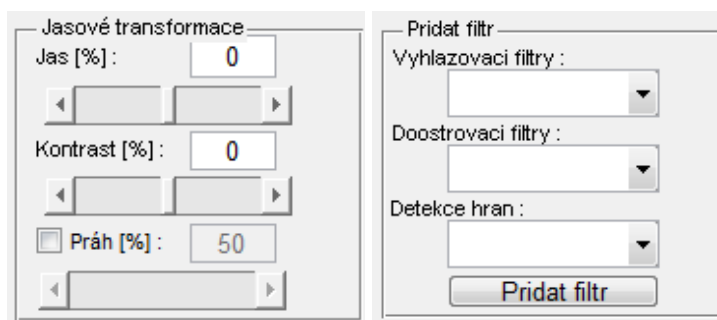
Tlačítkem s názvem „- Odebrat aktuální“ je možné vybranou operaci, vypsanou v poli typu LIST BOX, zrušit. Při aktivním zaškrtnutí políčku se ihned po odebrání aktuálního parametru také ihned zruší vykreslení této operace na upraveném snímku. Funkce tohoto tlačítka pomyslně zaručuje krok zpět při úpravě snímku v programu.

U jednotlivých úprav aplikovaných na snímek je možné měnit jejich pořadí, což má nemalý význam na výsledný obraz. K tomu slouží tlačítka s názvy „Posunout nahoru“ a „Posunout dolů“, které aktuální název, zobrazený v poli typu LIST BOX, posunou příslušným směrem a zároveň pozmění pořadí aplikovaných úprav na vykreslovaný snímek. Při neaktivním zaškrtnutí políčku je potřeba nezapomenout po úpravě stisknout tlačítko „Vykreslit“.

Tlačítkem „Smazat vše“ je možné zrušit všechny úpravy aplikované na snímek. V poli určeném pro snímek po úpravě bude tedy po stisknutí tohoto tlačítka vykreslen původní snímek a pole typu LIST BOX bude prázdné. Po stisknutí tohoto tlačítka je nejdříve zobrazeno dialogové okno, ve kterém se program ujistí, zda si uživatel opravdu přeje smazat všechny filtry.

7.1.3.4 Nastavení úprav

Poslední, proměnlivý panel, slouží k nastavení parametrů jednotlivých úprav (Obr. 22). Na základě zvolené operace v panelu pro úpravu snímku se zviditelní příslušný panel pro nastavení daných parametrů. Jednotlivé úpravy a jejich parametry společně s rozsahy výběru a přednastavenou hodnotou jsou uvedeny v uživatelské příručce, která je součástí této diplomové práce. V panelu s názvem „Jasové transformace“ lze volit jas, kontrast a práh. Filtry jsou rozděleny podle funkce na vyhlazovací, doostřovací a na detekci hran, kdy jednotlivé typy filtrů jsou popsány v kapitole výše (viz Zpracování obrazu).



Obr. 22: Ovládací panel pro nastavení úprav. Vlevo: Panel pro jasové transformace. Vpravo: Panel pro přidání filtru.

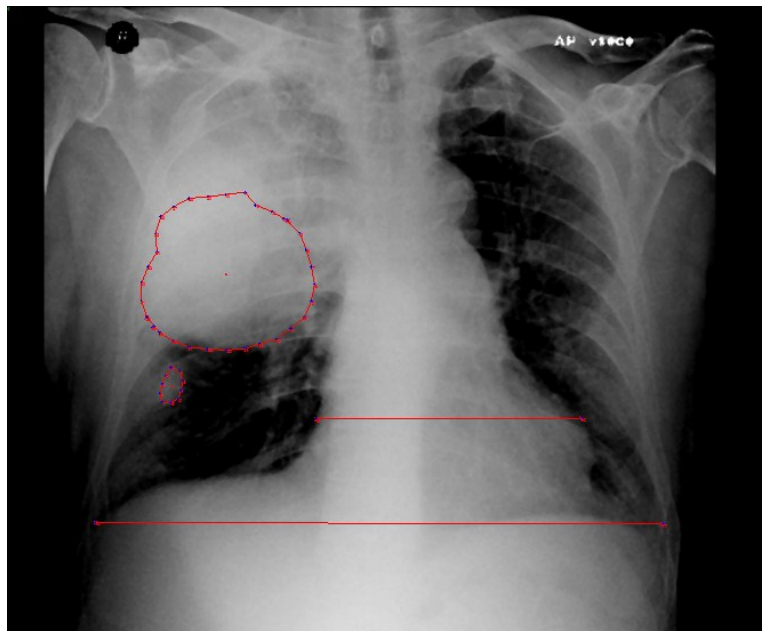
7.2 Zpracování v systému FOTOM

Snímky byly předzpracovány v programu MATLAB (viz výše), ve kterém byla provedena filtrace a jasová transformace. Jednotlivé filtry a jasové transformace byly voleny tak, aby bylo docíleno co nejlepší detekce zájmových objektů na snímku. Takto zpracované snímky byly uloženy ve formátu BMP a dále zpracovávány v systému FOTOM, ve kterém byly zájmové objekty lokalizovány a proměřeny.

7.2.1 Měření vzdáleností a plošného obsahu objektů

Na obrázku níže je zobrazen příklad lokalizace nádoru na rentgenovém snímku plic. V programu MATLAB byl na původní snímek použit mediánový filtr a kontrast byl snížen o 34%. U každého snímku v systému FOTOM bylo nutné nejdříve zadat jeho parametry. Prvním parametrem se rozumí vlíčovací body obrazu uváděné v pixelech, kdy vzdálenost bodu jedna od bodu dva je pro osu x 2498 pixelů a pro osu y 2046 pixelů. Dalším zadávaným parametrem je reálná vzdálenost vlíčovacích bodů, která byla v tomto případě 480 mm. Po zadání daných parametrů je již možné přepočítat druhé souřadnice vlíčovacích bodů do reálné velikosti, udávané v milimetrech, kdy pro osu x je to 371,34 mm a pro osu y 304,168 mm.

Po zadání parametrů již bylo možné lokalizovat zájmový objekt a změřit jeho velikost a obsah. Na obrázku níže (Obr. 23) lze vidět nádor o velikosti cca 8 cm a o plošném obsahu 4991 mm². Pod nádorem je možné zaznamenat metastázu plic o velikosti cca 2 cm a plošném obsahu 135 mm².



Obr. 23: Lokalizace nádoru na rentgenovém snímku plic v systému FOTOM.

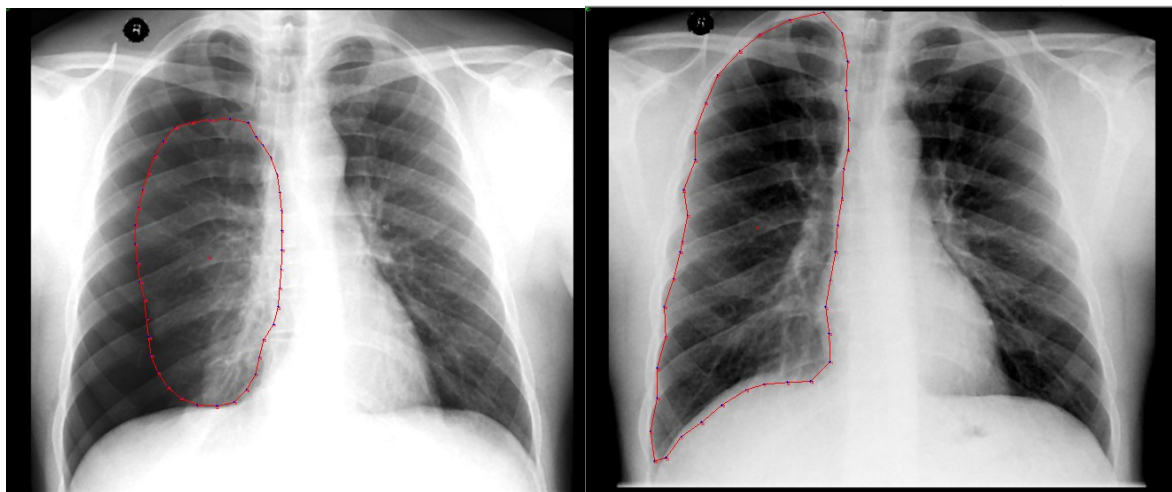
Ze snímku výše byl dále vypočítán kardiotorakální index, který udává velikost srdce, které je podle popisu lékařem hraničního tvaru. Kardiotorakální index (KTI) je dán poměrem maximální šířky srdce (20 cm) k maximálnímu vnitřnímu průměru hrudníku (25 cm). V tomto

případě je KTI roven 0,8, což je větší hodnota než doporučených 0,5 a vypočítaná hodnota se tedy shoduje s popisem lékaře.

Stejně jako u tohoto snímku bylo postupováno i u jiných snímků, kdy snímky byly nejdříve předzpracovány v programu MATLAB (filtrace, jasové transformace) a poté byly zájmové objekty detekovány a proměřeny systémem FOTOM. Takto je možné přesně odměřit například výšku plicních hilů, míru inspira, rozdíl výšky levé a pravé brániční klenby a mnohé další údaje, na které se zaměřují lékaři při popisu a hodnocení kvality snímku, popsané v kapitolách výše. Kvůli úspoře místa jsou některé takto zpracované a proměřené snímky uvedené v příloze na CD s názvem „Přílohy k diplomové práci“.

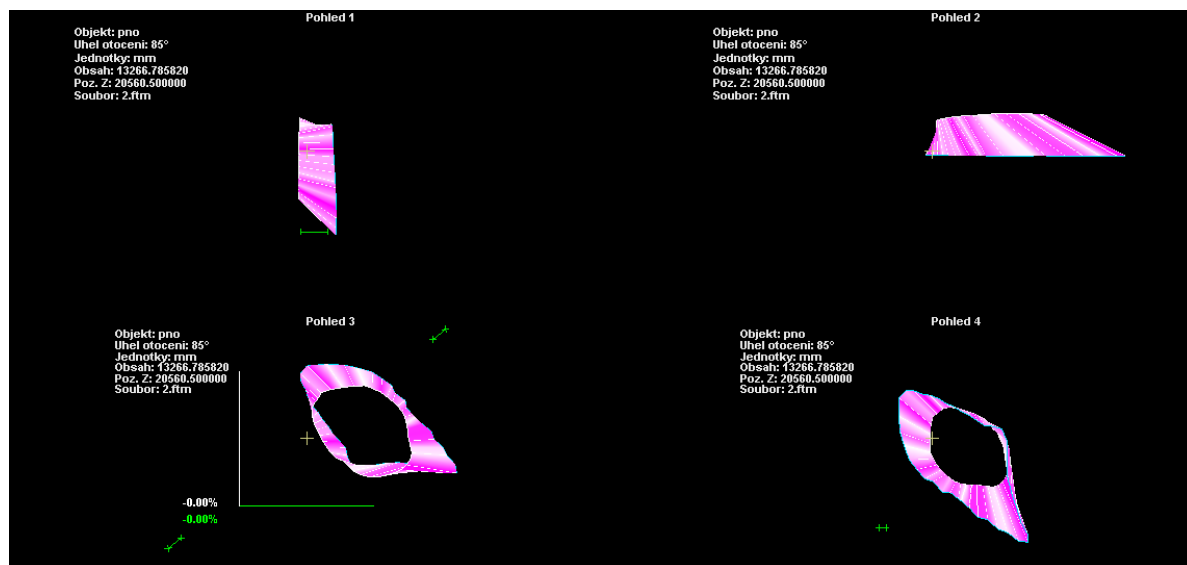
7.2.2 Porovnávání dvou a více snímků

U některých onemocnění byly k dispozici dva snímky, čili před a po operaci nebo před a po rozvoji nemoci. Jedním z takových onemocnění je i pneumotorax, kdy byla zaznamenána kolabovaná plíce a plíce operativně rozvinutá (Obr 24). V programu MATLAB byl na snímek níže vlevo použit mediánový filtr s následným zvýšením kontrastu o 18%. Na snímek níže vpravo byl v programu MATLAB použit taktéž mediánový filtr a kontrast byl snížen o 26%. V obou případech byly lokalizovány zájmové objekty a proměřeny a porovnán plošný obsah obou objektů. Kolabovaná plíce měla plošný obsah 13267 mm^2 , rozvinutá plíce pak měla plošný obsah 22146 mm^2 . Rozdíl obou plicních polí činí 8879 mm^2 .

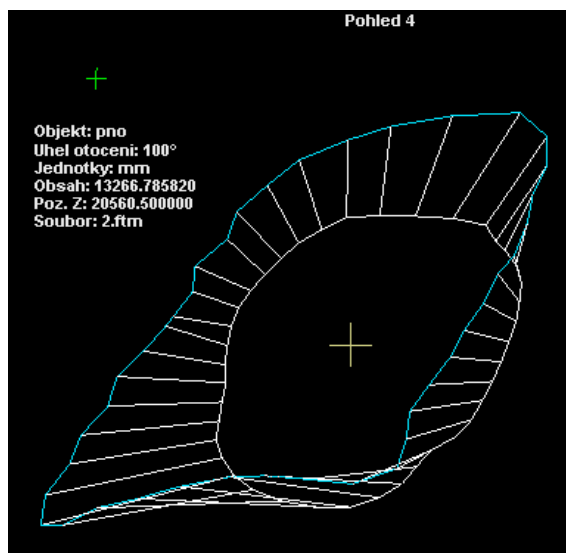


Obr. 24: PNO na rentgenovém snímku plic lokalizován v systému FOTOM. Vlevo kolabovaná plíce, vpravo rozvinutá plíce po operaci.

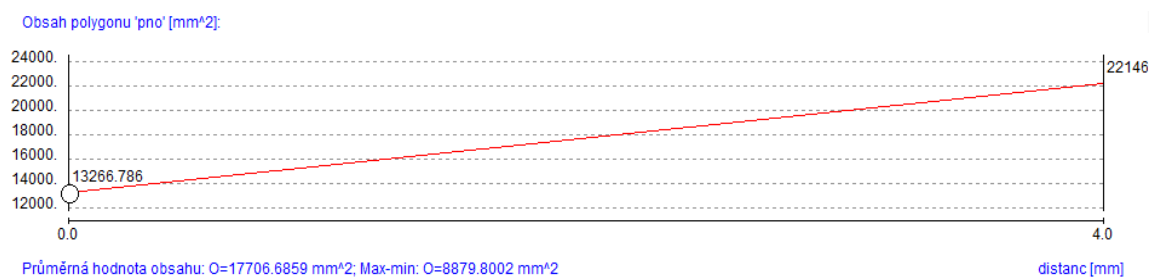
U takto detekovaných objektů je také možné zobrazit 3D model změny obsahu v čase, který je zobrazen níže.



Obr. 25: 3D model změny obsahu zájmových objektů v čase.



Obr. 26: 3D model změny obsahu zájmových objektů v čase - drátěný model (popředí - kolabovaná plíce, pozadí modře - rozvinutá plíce).

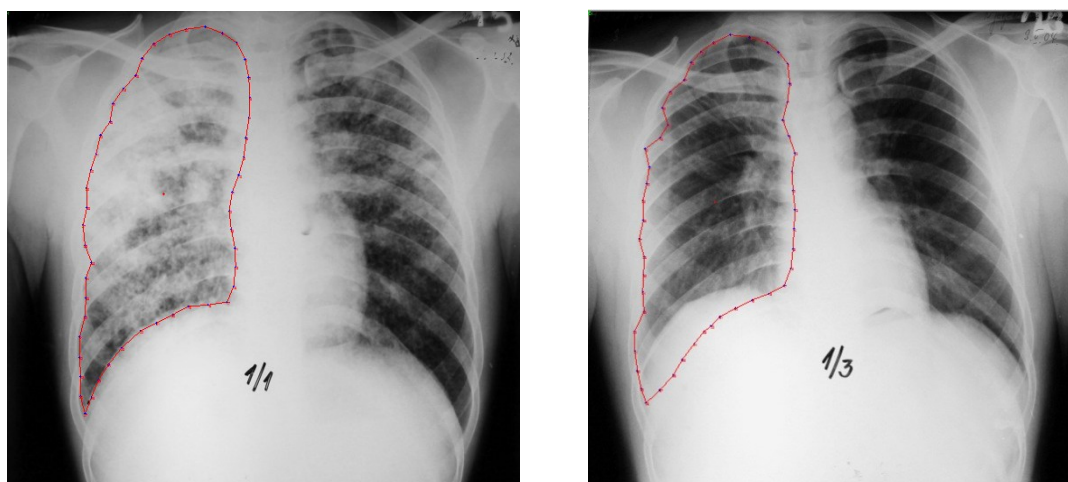


obsah polygonu 'pno' [mm ²]		
SOUBOR	DISTANC [mm]	POLYGON pno
2. ftm	0.000	13266.786
3. ftm	4.000	22146.586
	PRŮMÉR	17706.686
	SOUČET	35413.372

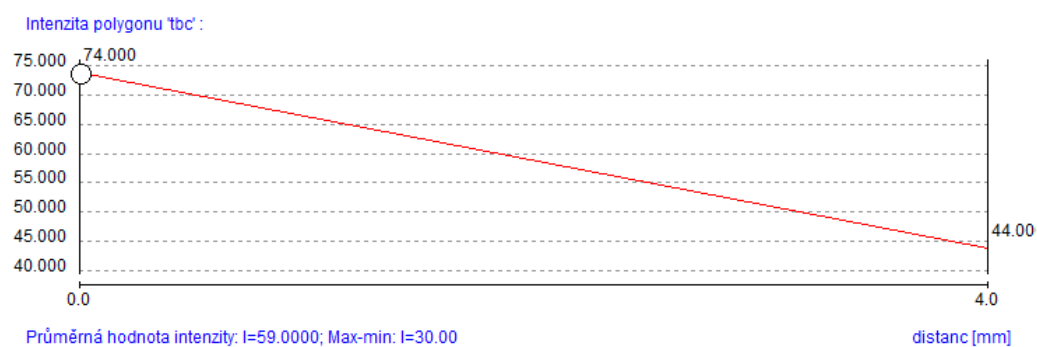
Obr. 27: Výsledky měření ze systému FOTOM. Nahoře: Graf změny plošného obsahu zájmových objektů. Dole: Tabulka plošných obsahů zájmových objektů.

Na snímku níže (Obr. 28), vlevo je možné vidět oboustranně vložnatě splývavou kresbu s maximem periferií v horním a středním plicním poli vpravo, vlevo je obraz obdobný, menšího rozsahu. Po průkazu bakteriologického ověření, že jde o tuberkulózu plic, byly nasazeny antituberkulotika s výsledkem zobrazeným na obrázku níže, vpravo.

V systému FOTOM se vyhodnocovala míra intenzity zastínění na snímku v pravém plicním poli před a po léčbě, kdy intenzita plicního pole před léčbou byla 74 a po léčbě 44, rozdíl tedy činí míru intenzity 30.



Obr. 28: Lokalizované zájmové objekty v systému FOTOM. Vlevo snímek TBC před léčbou, vpravo TBC po léčbě.



Intenzita polygonu 'tbc'

SOUBOR	DISTANC [mm]	POLYGON tbc
tbc1.ftm	0.000	74.000
tbc2.ftm	4.000	44.000
	PRŮMĚR	59.000
	SOUČET	118.000

Obr. 29: Výsledky měření ze systému FOTOM. Nahoře: Graf změny intenzity zájmových objektů. Dole: Tabulka intenzit zájmových objektů.

8 Statistické zhodnocení výsledků léčby

Data zpracovaná v rámci této diplomové práce pocházejí z internetových stránek Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR (ÚZIS).[12] Jedná se o publikované údaje o epidemiologické situaci tuberkulózy, které jsou čerpány z Informačního systému Orgánů ochrany veřejného zdraví (OOVZ) – z Registru tuberkulózy. Konkrétně byla využita data obsažená v publikacích Tuberkulózy a respiračních nemocí v období od roku 2000 do roku 2011, která jsou veřejně přístupná, se zaměřením na kapitolu léčby tuberkulózně nemocných. Data byla dále upravena a zpracována v kontingenčních tabulkách v programu MS Excel 2010 a následně v programu STATGRAPHICS Centurion XV (verze 15.2.06). [12]

8.1 Explorační analýza

Výběrový soubor je tvořen údaji o výsledcích léčby u nemocných s tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji od roku 1999 do roku 2010, kteří v době první kontroly žili. Jedná se o celkové počty nově zjištěných onemocnění pro dané roky, rozdělené do dvou kategorií a to na onemocnění bakteriologicky ověřená a neověřená. Jednotlivé charakteristiky tohoto výběrového souboru jsou uvedeny v tabulce níže.

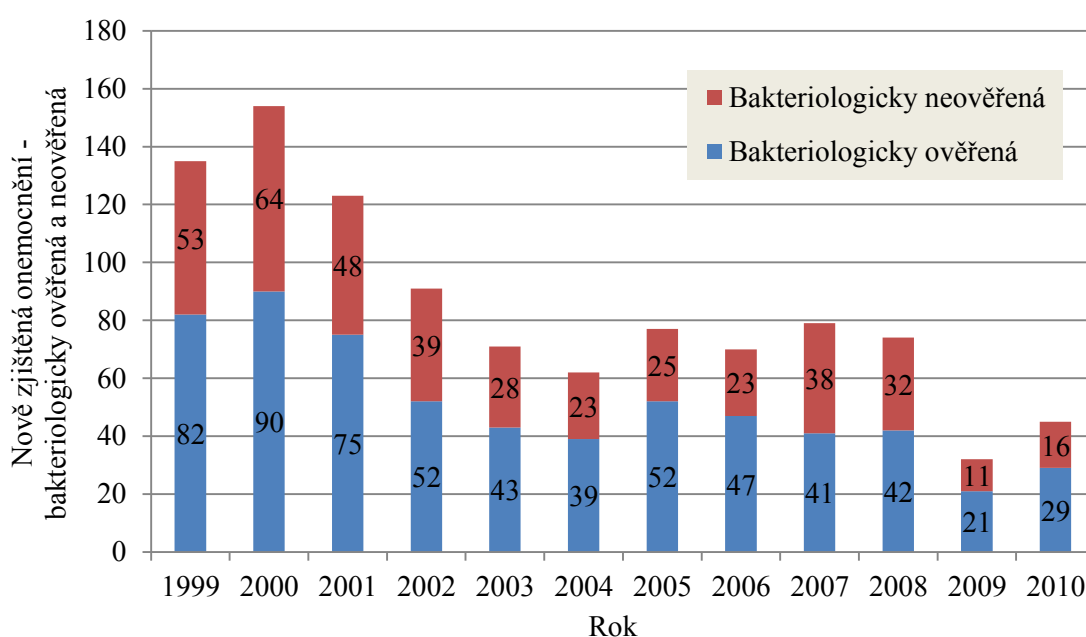
	Bakteriologicky ověřená	Bakteriologicky neověřená	Celkem
Rozsah výběru	12	12	12
Průměr	51	33	84
Medián	45	30	76
Rozptyl	441	246	1302
Směrodatná odchylka	21	16	36
Minimum	21	11	32
Maximum	90	64	154
Interkvartilové rozpětí	69	53	122
Dolní kvartil	40	23	66
Horní kvartil	64	44	107
Šikmost	1,00	0,82	0,99

Tab. 1: Vypočítané statistické charakteristiky pro nově zjištěná onemocnění – bakteriologicky ověřená a neověřená.

Analýza byla provedena na údajích z období od roku 1999 do roku 2010, tj. rozsah výběru byl 12. Průměrný počet nově zjištěných a léčených onemocnění tuberkulózou na rok je 84, z toho 51 onemocnění bakteriologicky ověřených a 33 neověřených, z čehož vyplývá, že více nově vzniklých onemocnění je bakteriologicky ověřených (viz výsledky níže). Minimální počet nově zjištěných onemocnění v Moravskoslezském kraji (jak bakteriologicky ověřených i neověřených) byl v roce 2009, kdy bylo zjištěno 32 onemocnění, naopak v roce 2000 bylo hlášeno nejvíce nově zjištěných onemocnění tuberkulózou a to 154 onemocnění. V polovině sledovaného období (medián) bylo méně než 76 nově zjištěných onemocnění a v polovině roků z celého výběrového souboru bylo zjištěno více než 76 nových onemocnění. Jedná se o

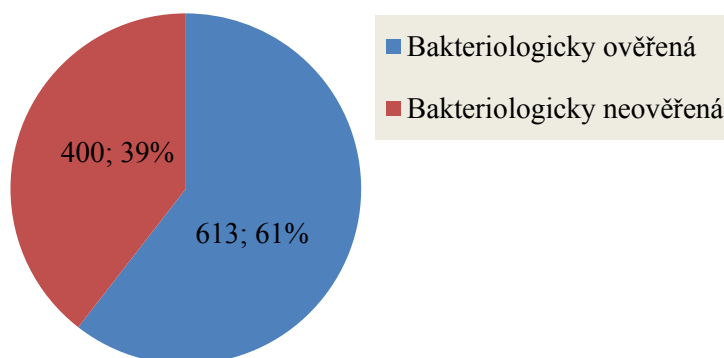
pozitivně zešikmená data, jelikož šikmost je 0,99 a průměr je větší než medián ($84 > 76$). Z toho tedy vyplývá, že ve více než v polovině let celého výběrového souboru bylo zjištěno méně nových onemocnění TBC než je průměrná hodnota 84, což má pozitivní dopad pro vývoj počtu nově zjištěných onemocnění TBC, neboť jeho míra klesá. Dále bylo zjištěno, že v 25% uvedených let bylo méně než 66 nových onemocnění TBC (dolní kvartil) a v 25% uvedených let bylo zjištěno více než 107 onemocnění TBC (horní kvartil).

Pro lepší představu o datech je níže zobrazen kumulativní sloupcový, ze kterého je zřejmý pokles nově vzniklých onemocnění tuberkulózou od roku 1999 do roku 2010. Graf zobrazuje absolutní četnosti nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro jednotlivé roky, kteří v době první kontroly žili.



Obr. 30: Kumulativní sloupcový graf absolutních četností nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro jednotlivé roky, kteří v době první kontroly žili.

Z výšečového grafu níže (Obr. 31) vyplývá, že celkem bylo od roku 1999 do roku 2010 nově zjištěno 1013 nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji, kteří v době první kontroly žili. Z tohoto celkového počtu bylo 61% onemocnění bakteriologicky ověřených a 39% bakteriologicky neověřených.



Obr. 31: Výšečový graf absolutních a relativních četností nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro období od roku 1999 do roku 2010, kteří v době první kontroly žili.

Výběrový soubor byl dále analyzován na základě absolutních a relativních četností léčebných výsledků u nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro období od roku 1999 do roku 2010 (Tab. 2).

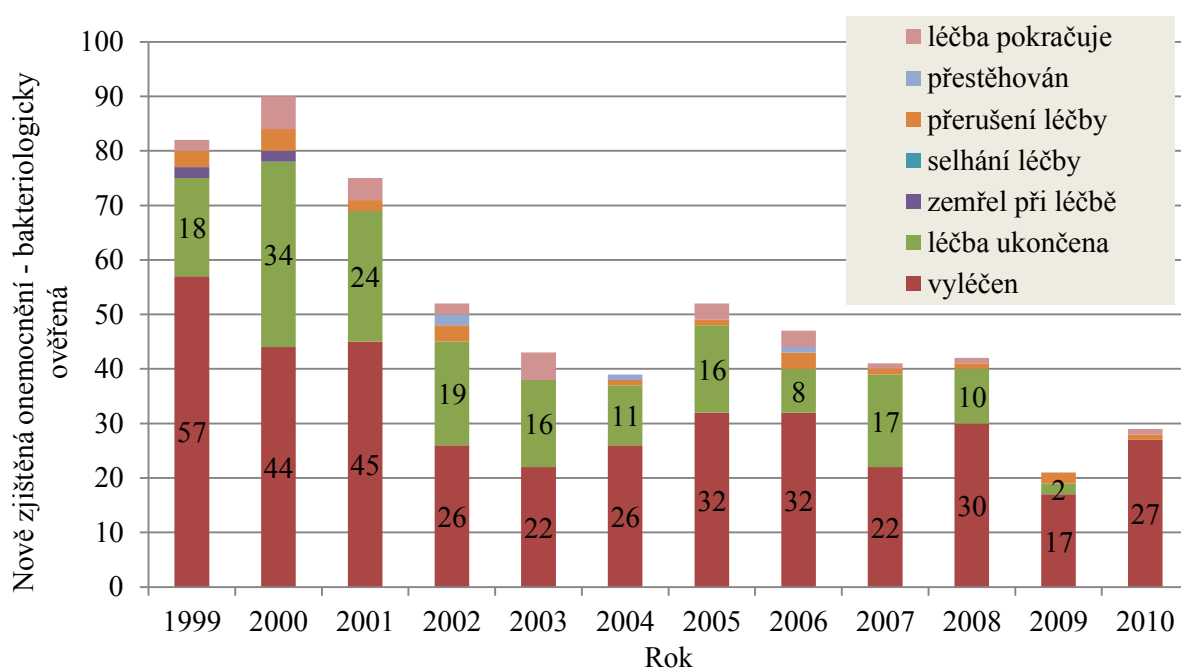
Léčebný výsledek	Bakteriologicky ověřená	Bakteriologicky neověřená	Celkem
Vyléčen	380 (62,0 %)	41 (10,3 %)	421 (41,6 %)
Léčba ukončena	175 (28,5 %)	332 (83,0 %)	507 (50,0 %)
Zemřel při léčbě	4 (0,7 %)	6 (1,5 %)	10 (1,0 %)
Selhání léčby	0 (0,0 %)	1 (0,3 %)	1 (0,1 %)
Přerušeni léčby	22 (3,6 %)	9 (2,3 %)	31 (3,1 %)
Přestěhován	4 (0,7 %)	4 (1,0 %)	8 (0,8 %)
Léčba pokračuje	28 (4,6 %)	7 (1,8 %)	35 (3,5 %)
Celkový součet	613 (100 %)	400 (100 %)	1013 (100 %)

Tab. 2: Absolutní a relativní četnosti léčebných výsledků u nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro období od roku 1999 do roku 2010, kteří v době první kontroly žili.

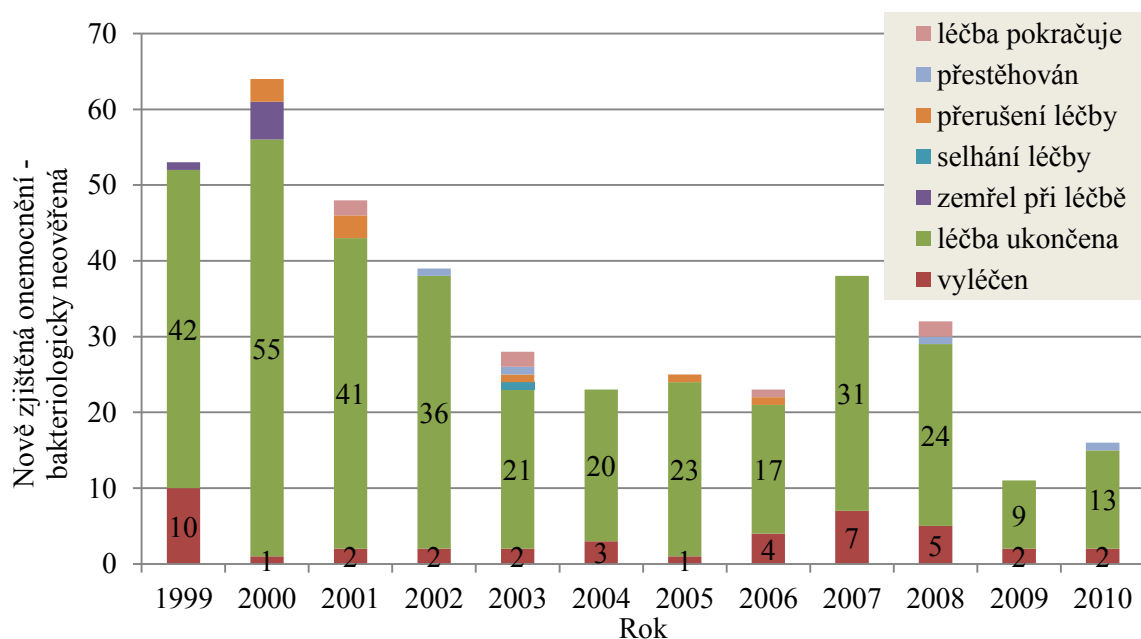
Léčebné výsledky jsou rozděleny do sedmi možných stavů, které během léčby mohly nastat. Dělení odpovídá mezinárodně uznávaným definicím - vyléčen, léčení řádně ukončeno, úmrtí při léčbě, selhání léčby, přerušeni léčby, přestěhován a léčení pokračuje. Z celkového počtu 1013 tuberkulózně nemocných v Moravskoslezském kraji v období od roku 1999 do roku 2010 bylo s nově zjištěnou tuberkulózou plic bakteriologicky ověřenou i neověřenou klasifikováno 421 (41,6 %) stavů jako vyléčený, u 507 (50,0 %) bylo léčení úspěšně ukončeno, ale chybí výsledky, u 10 (1,0 %) případů zemřel léčený při léčbě a to v roce 1999 a 2000, v

jednom případě léčba selhala (u bakteriologicky neověřené nemoci v roce 2003), u 31 (3,1 %) byla léčba přerušena, 8 (0,8 %) se přestěhovalo a 35 (3,5 %) v léčení v době zjišťování ještě pokračovalo.

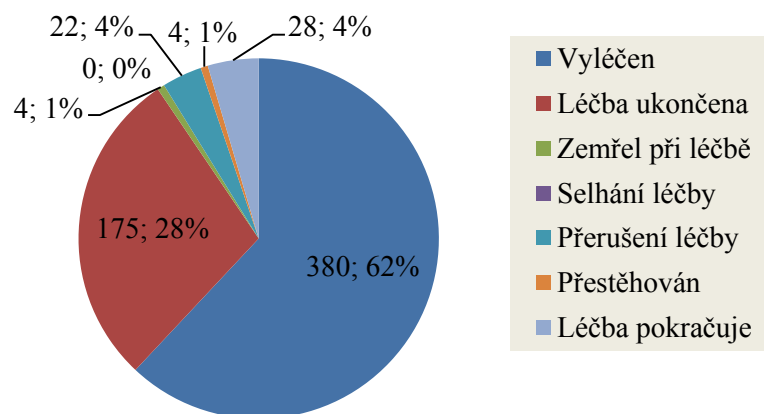
Pro lepší představu o datech jsou níže zobrazeny kumulativní sloupcové a výsečové grafy, které představují výsledky léčby u nově zjištěných osob nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí pro jednotlivé roky, zobrazené jak pro bakteriologicky ověřená tak i pro neověřená, nově vzniklá onemocnění. Snahou bylo poukázat na odlišnost ověřitelnosti úspěšnosti léčby u těchto kategorií, kdy u bakteriologicky ověřených nemocí je výsledek znám již u téměř všech pacientů (Obr. 32). Naopak u bakteriologicky neověřených onemocnění byl v Moravskoslezském kraji od roku 1999 do roku 2010 výsledek znám pouze u 10,3 % nemocných (Tab. 2), avšak léčba byla v ostatních případech řádně ukončena.



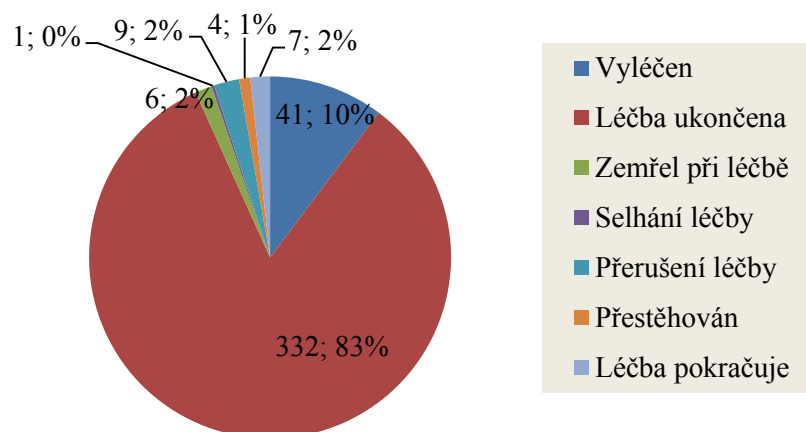
Obr. 32: Kumulativní sloupcový graf absolutních četností léčebných výsledků u nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro jednotlivé roky, kteří v době první kontroly žili. Nově zjištěná onemocnění – bakteriologicky ověřená.



Obr. 33: Kumulativní sloupkový graf absolutních četností léčebných výsledků u nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro jednotlivé roky, kteří v době první kontroly žili. Nově zjištěná onemocnění – bakteriologicky neověřená.



Obr. 34: Výšečový graf absolutních a relativních četností léčebných výsledků u nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro období od roku 1999 do roku 2010, kteří v době první kontroly žili. Nově zjištěná onemocnění – bakteriologicky ověřená.



Obr. 35: Výšečový graf absolutních a relativních četností léčebných výsledků u nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro období od roku 1999 do roku 2010, kteří v době první kontroly žili. Nově zjištěná onemocnění – bakteriologicky neověřená.

8.1 Analýza závislostí

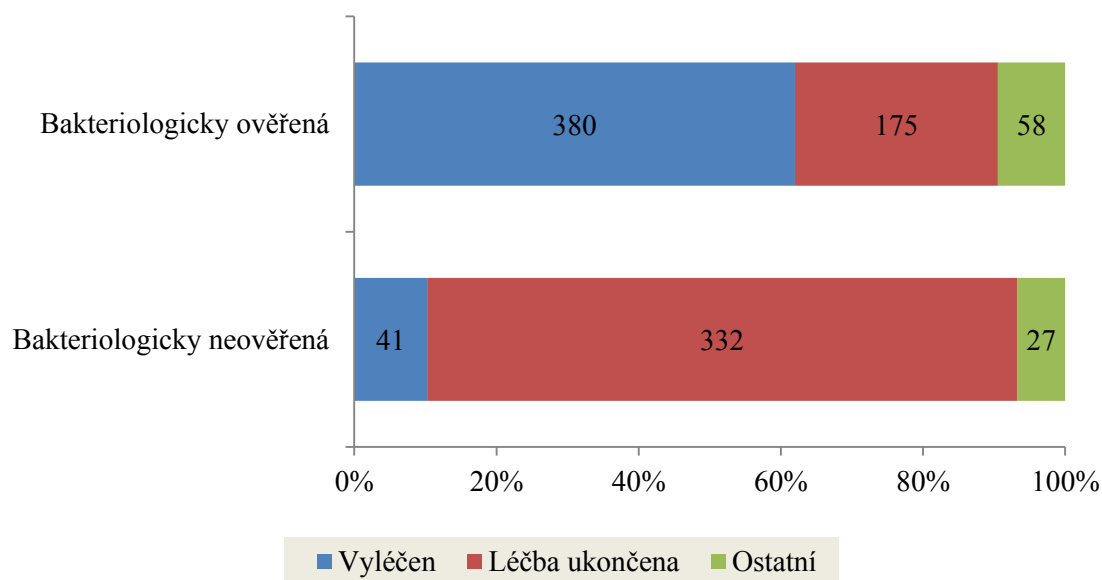
Na základě výsledků explorační analýzy (viz výše) byla provedena analýza závislosti výsledku léčby na typu ověření nově zjištěného onemocnění tuberkulózou dýchacího ústrojí. Aby byly splněny předpoklady testu, byly některé výsledky léčby shrnuty do nové kategorie, označené jako ostatní. V analýze závislosti se tedy porovnávaly hlavně kategorie léčebných výsledků označené jako vyléčen a léčba ukončena, které jsou nejčetnější. Analýza byla provedena pro celkové počty nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí od roku 1999 do roku 2010 a navazuje na výsledky explorační analýzy uvedené výše.

Typ ověření TBC		Vyléčen	Léčba ukončena	Ostatní	Celkem
Bakteriologicky ověřená	Absolutní četnost	380	175	58	613
	Relativní četnost	37,5%	17,3%	5,7%	60,5%
	Očekávaná absolutní četnost	254,8	306,8	51,4	
Bakteriologicky neověřená	Absolutní četnost	41	332	27	400
	Relativní četnost	4,2%	32,8%	2,6%	39,5%
	Očekávaná absolutní četnost	166,2	200,2	33,6	
Celkem		421	507	85	1013
		41,6%	50,1%	8,3%	100,00%

Tab. 3: Závislost výsledku léčby na typu ověření onemocnění.

Níže je zobrazen 100% skládaný pruhový graf (Obr. 36), ze kterého je již na první pohled jasné, že existuje závislost mezi výsledkem léčby a typem ověření onemocnění. Tato závislost byla ověřena pomocí χ^2 testu nezávislosti v kontingenční tabulce pomocí programu Statgraphics. Byla zvolena nulová a alternativní hypotéza, kdy nulová hypotéza je H_0 : výsledek léčby nezávisí na typu ověření onemocnění a alternativní hypotéza je H_A : výsledek léčby závisí na typu ověření onemocnění. Výsledná p – hodnota byla mnohem menší než 0,05

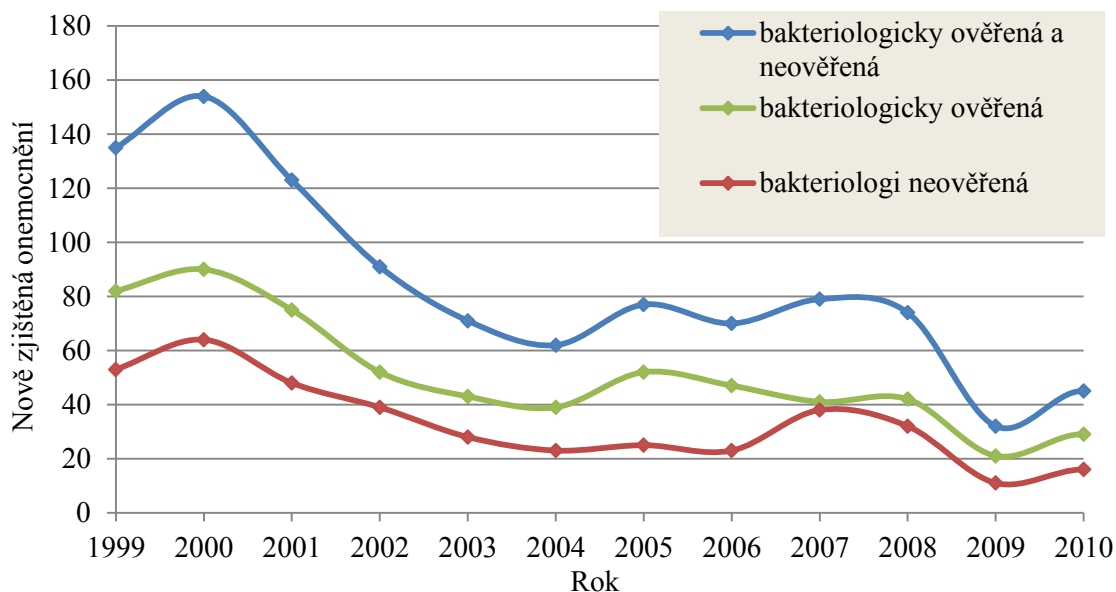
($p - \text{hodnota} < 0,0001$), na hladině významnosti 0,05 tedy zamítáme nulovou hypotézu, ve prospěch alternativní hypotézy, tzn., že výsledek léčby závisí na typu ověření onemocnění.



Obr. 36: 100% skládaný pruhový graf závislosti typu ověření onemocnění na výsledku léčby.

8.2 Analýza časových řad

Časovou řadou se rozumí posloupnost chronologicky uspořádaných pozorování. V tomto případě časovou řadu tvoří celkové počty nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji, kteří v době první kontroly žili. Analyzována byla nově zjištěná onemocnění – bakteriologicky ověřená a neověřená (Obr. 37).

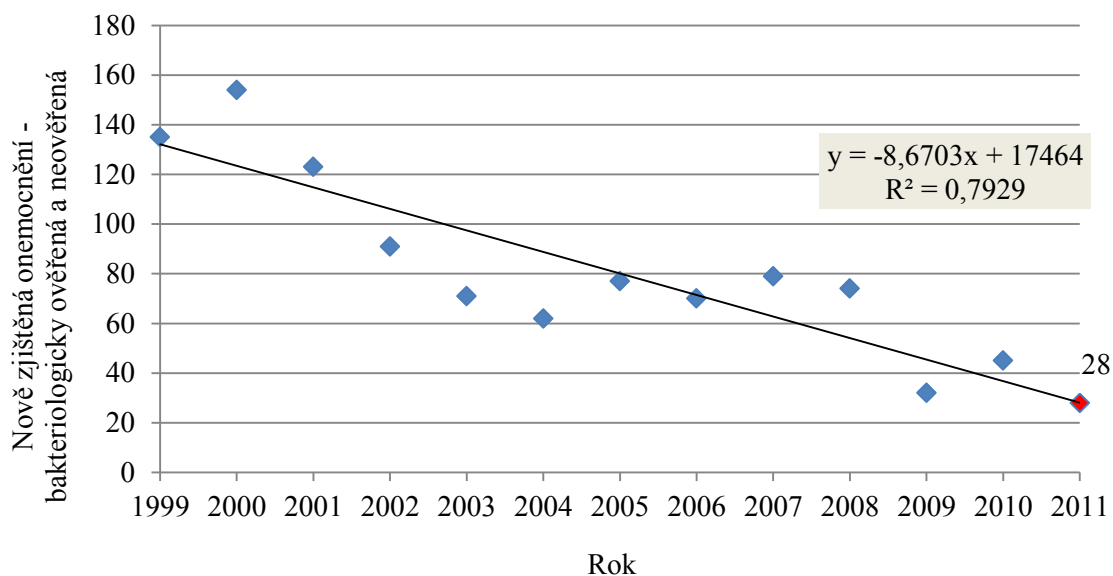


Obr. 37: Graf celkových počtů nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji, kteří v době první kontroly žili, zobrazen pro jednotlivé roky a rozdělen podle typu onemocnění.

Byly provedeny popisné charakteristiky časových řad, konkrétně byla provedena charakteristika jejich chování pomocí základní míry dynamiky. Díky výpočtu absolutního průměrného přírůstku bylo zjištěno, že průměrný počet nově zjištěných onemocnění (bakteriologicky ověřených a neověřených) klesl v letech od roku 1999 do roku 2010 průměrně o 8 případů za rok, u bakteriologicky ověřených byl pokles průměrně o 5 případů za rok a u bakteriologicky neověřených průměrně o 3 případy na rok. Největší pokles byl zaznamenán na rozmezí roku 2008 a 2009, kdy absolutní přírůstek klesl o 42 nových onemocnění bakteriologicky ověřených a neověřených, z toho bylo 21 bakteriologicky ověřených a 21 bakteriologicky neověřených onemocnění. Největší pokles u bakteriologicky ověřených onemocnění byl zaznamenán na pomezí roku 2001 a 2002, kdy absolutní přírůstek klesl o 23 nových onemocnění.

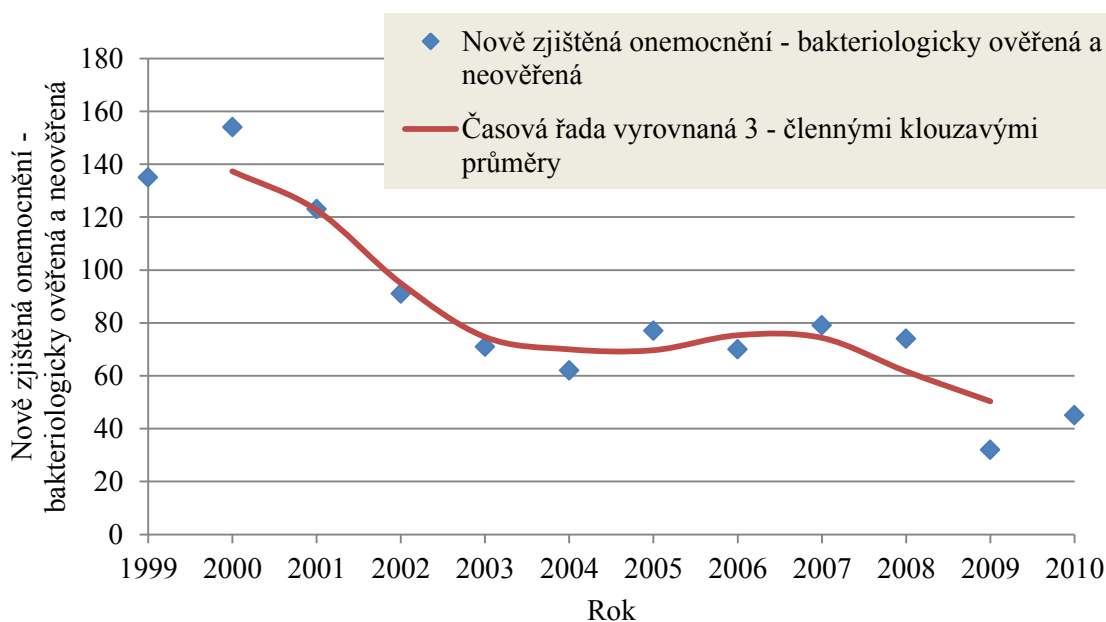
Díky průměrnému koeficientu růstu bylo zjištěno, že průměrný počet nově zjištěných onemocnění (bakteriologicky ověřených a neověřených) klesl v letech 1999 – 2010 v průměru o 90%.

Dále byl pomocí dekompozice časových řad odhadován počet nově zjištěných onemocnění pro rok 2011 za předpokladu, že se dosavadní charakter časové řady nezměnil. Bylo provedeno vyrovnání regresní přímkou, v našem případě byl použit lineární model (Obr. 38), kdy bylo metodou nejmenších čtverců predikováno, že počet nově zjištěných onemocnění (bakteriologicky ověřených a neověřených) bude v roce 2011 stanoven na 28, z toho 18 bakteriologicky ověřených a 10 bakteriologicky neověřených.



Obr. 38: Graf celkových počtů nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji, kteří v době první kontroly žili, zobrazen pro jednotlivé roky s predikcí pro rok 2011, doplněn o rovnici přímky a index determinace R^2 .

Na závěr bylo provedeno vyrovnaní časové řady pomocí 3 – členných klouzavých průměrů (Obr. 39).



Obr. 39: Graf celkových počtů nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro jednotlivé roky, kteří v době první kontroly žili, doplněn o vyrovnanou časovou řadu.

9 Celkové zhodnocení výsledků

Rentgenové snímky hrudníku je možné efektivně upravit v navrženém grafickém uživatelském rozhraní. Před samotnou úpravou program umožňuje u vybraných snímků zobrazit popis snímku stanovený lékařem, díky němuž se uživatel může zaměřit na úpravu především zájmových objektů, neboli upravit snímek tak, aby byly co nejlépe viditelné zájmové oblasti, a to pomocí jasových transformací a filtrací obrazu. Takto upravený snímek je možné doplnit o vlastní popis. Program také nabízí uložení parametrů použitých pro úpravu aktuálního snímku s možností následné aplikace stejných parametrů na jiný snímek.

Systém FOTOM slouží k manuální lokalizaci zájmového objektu, výpočtu a porovnání plochy a intenzity a zobrazení 3D modelu změny obsahu objektu v čase. Umožňuje tedy numerický popis zájmových objektů na snímku.

Data zpracovaná v rámci statistického zhodnocení výsledků léčby se týkají výsledků léčby u nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji od roku 1999 do roku 2010, kteří v době první kontroly žili. Jednotlivé výsledky statistické analýzy jsou kvůli přehlednosti uvedeny vždy ke konkrétním tabulkám a grafům (viz předchozí kapitola). Ke statistickému zhodnocení výsledků léčby byly použity metody matematické statistiky, konkrétně explorační analýza, analýza závislostí a analýza časových řad.

Uvedené léčebné výsledky lze považovat za uspokojivé. U bakteriologicky ověřených nově zjištěných onemocnění tuberkulózou dýchacího ústrojí v Moravskoslezském kraji pro jednotlivé roky, bylo označených jako ‚vyléčených‘ (negativizovaných, zahrnuje vyléčené a ty, u nichž léčba byla řádně ukončena a byli negativní) celkem 90,5% případů a u bakteriologicky neověřených 93,3%. Léčebné neúspěchy (selhání léčby) jsou zcela ojedinělé, kdy v Moravskoslezském kraji za analyzované období léčba selhala pouze u jednoho bakteriologicky neověřeného případu, a to v roce 2003. Co se týče smrti při léčbě v tomto kraji, tak poslední případy byly zaznamenány v roce 2000, a to u pěti nově zjištěných bakteriologicky neověřených onemocnění a dvou nově zjištěných bakteriologicky ověřených onemocnění.

10 Závěr

Hlavním cílem této diplomové práce byl návrh a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů. Pro správné pochopení problematiky rentgenu hrudníku bylo nejdříve nutné nastudovat literaturu a proniknout do způsobu a postupu hodnocení snímku lékařem. Tuto problematiku stručně nastiňují první čtyři kapitoly této práce. Bylo zjištěno, že lékaři snímky hodnotí převážně kvalitativně, pouze pohledem, na základě dlouholetých profesních zkušeností. Tato práce se snažila zejména o nový a efektivní způsob úpravy a hodnocení snímku, který by případně usnadnil práci lékařům.

V rámci této diplomové práce bylo navrženo grafické uživatelské rozhraní, které umožňuje úpravu, popis, uložení a opětovné načtení snímku i jeho parametrů. Úpravou snímku se rozumí jasové transformace, kde se řadí úprava jasu, kontrastu, použití prahu a zobrazení negativu nebo histogramu snímku. Dále je možná filtrace obrazu, kde patří doostřovací filtry, vyhlazovací filtry a detekce hran. Snímek po úpravě je dále možné zpracovávat v systému FOTOM, který umožňuje lokalizaci a proměření zájmových objektů. V rámci této diplomové práce bylo dále zpracováno statistické zhodnocení výsledků léčby vybrané skupiny pacientů v Moravskoslezském kraji. Konkrétně se jedná o výsledky léčby u nemocných tuberkulózou dýchacího ústrojí v období od roku 1999 do roku 2010.

Jedním z bodů této práce byl návrh algoritmu, který by automatizovaně zpracovával vybrané medicínské snímky a napodoboval tak postup hodnocení snímku lékařem. Tento způsob zpracování je ovšem nereálný, neboť počítač nikdy nenahradí lidský faktor a dlouholeté zkušenosti lékaře. Otázkou také zůstává, zda by tento způsob zpracování neměl spíše negativní dopad na celou diagnostiku. Tuto práci lze ovšem považovat za jeden z prvních kroků, který vede k automatizovanému zpracování vybraných snímků a k následnému zhodnocení výsledků.

Všechny body zadání této práce byly splněny a dosažené výsledky odpovídají základním požadavkům. Navržený program a zvolené postupy vyhodnocování zájmových objektů je možné dále rozvíjet, případně je aplikovat a rozšířit pro jiné zájmové oblasti medicínských snímků, než jsou snímky hrudníku.

11 Seznam použité literatury

- [1] *RenTGenový atlas* [online]. URL: <<http://rtg.misto.cz/>>. Poslední úpravy 31.03.2001 [citováno 2013 - 01 - 02]
- [2] *Aplikace ionizujícího záření – jaderné a radiační metody* [online]. URL: <<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>>. [citováno 2013 - 01 - 02]
- [3] NEKULA, J., HEŘMAN, M., VOMÁČKA, J., KÖCHER, M. *Radiologie*. 3. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005. 205 s. ISBN 80 - 244 - 1011 - 7
- [4] SEIDL, Z., BURGETOVÁ, I., HOFFMANNOVÁ, E., MAŠEK, M., VANĚČKOVÁ, M., VITÁK, T. *Radiologie pro studium i praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. 368 s. ISBN 978 - 80 - 247 - 4108 - 6
- [5] CORNE, J., CARROLL, M., BROWN, I., DELANY, D. *RTG hrudníku srdce a plic pro praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2004. 116 s. ISBN 80 - 247 - 0776 - 4
- [6] *Radiologie – snímky hrudníku* [online]. URL: <<http://noe.upol.cz/html/Radiologie/cr7.html>>. Poslední úpravy červenec 2010 [citováno 2013 - 01 - 15]
- [7] HLAVÁČ, V., SEDLÁČEK, M. *Zpracování signálů a obrazů*. 2. vydání. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2005. 255 s. ISBN 80 - 01 - 03110 - 1
- [8] DOUGHERTY, G. *Digital Image Processing for Medical Applications* [online]. Leiden: Cambridge University Press, 2009 [cit. 2013 - 01 - 19]. ISBN 978 – 051 - 1533 - 433.
- [9] LIČEV, Lačezar. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích*. 1. vydání. Brno: Computer Press, 2010, 125 s. ISBN 978 - 80 - 251 - 3296 - 8.
- [10] LITSCHMANNOVÁ, M. *Průzkumová analýza jednorozměrných dat* [online]. URL: <http://gis.vsb.cz/pan/source/data/skolenia/eda/Pruzkumova_analyza_dat.pdf>. [citováno 2013 - 03 - 16]
- [11] LITSCHMANNOVÁ, M. *Úvod do statistiky* [elektronická skripta]. URL: <http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod_do_statistiky.pdf>. [citováno 2013 - 03 - 16]
- [12] *Tuberkulóza a respirační nemoci 2011 – 2000* [online]. Praha2: Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. © ÚZIS ČR 2010 - 2013. URL: <<http://www.uzis.cz/katalog/zdravotnicka-statistika/tuberkuloza-respiracni-nemoci>>. [citováno 2013 - 03 - 16]

12 Seznam příloh na CD

PŘÍLOHA I. Přílohy k diplomové práci

PŘÍLOHA II. Uživatelská příručka

PŘÍLOHA III. Programátorská příručka